

VŠB - Technická univerzita Ostrava

Fakulta strojní

Katedra aplikované mechaniky

Virtuální model lidské termoregulace

Virtual human thermoregulation model

Student:

Bc. Martin Šrámek

Vedoucí diplomové práce:

Ing. Tomáš Brzobohatý, Ph.D.

Ostrava 2020

Zadání diplomové práce

Student: **Bc. Martin Šrámek**
Studijní program: N2301 Strojní inženýrství
Studijní obor: 3901T003 Aplikovaná mechanika
Téma: Virtuální model lidské termoregulace
Virtual Human Thermoregulation Model
Jazyk vypracování: čeština

Zásady pro vypracování:

1. Vypracování rešerše na téma termofyziologický model lidského organismu a jeho vztah k posouzení tepelného komfortu.
2. Vytvoření 3D geometrie lidského těla v prostředí ANSYS
3. Vytvoření MKP modelu člověka pro aplikaci Fialova termofyziologického modelu
4. Řešení MKP modelu s pomocí open source knihovny ESPRESO s využitím HPC
5. Studium škálovatelnosti dostupných řešičů v knihovně ESPRESO
6. Vyhodnocení a interpretace dosažených výsledků

Seznam doporučené odborné literatury:

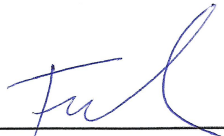
- [1] D. Fiala and L. G. De Montfort Univ., Dynamic Simulation of Human Heat Transfer and Thermal Comfort. De Montfort University, 1998
- [2] N. Djongyang, R. Tchinda, and D. Njomo, "Thermal comfort: A review paper," Renewable and Sustainable Energy Reviews, vol. 14, pp. 2626–2640, December 2010.
- [3] J. N. Reddy, D.K. Gartling, The Finite Element Method in Heat Transfer and Fluid Dynamics (Applied and Computational Mechanics)
- [4] Jean-Michel Bergheau, Roland Fortunier, Finite Element Simulation of Heat Transfer
- [5] ANSYS, ANSYS reference manual.

Formální náležitosti a rozsah diplomové práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

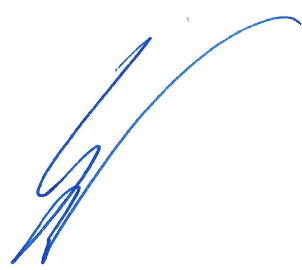
Vedoucí diplomové práce: **Ing. Tomáš Brzobohatý, Ph.D.**

Datum zadání: 20.12.2019

Datum odevzdání: 18.05.2020


doc. Ing. Martin Fusek, Ph.D.
vedoucí katedry




prof. Ing. Ivo Hlavatý, Ph.D.
děkan fakulty

Místopřísežné prohlášení studenta

Prohlašuji, že jsem celou diplomovou práci včetně příloh vypracoval samostatně pod vedením vedoucího diplomové práce a uvedl jsem všechny použité podklady a literaturu.

V Ostravě dne 18. května 2020

podpis studenta *Fránek*

Poděkování

Rád bych poděkoval svému vedoucímu diplomové práce Ing. Tomáši Brzobohatému, Ph.D. za jeho odborné rady a spolupráci při vypracování této práce.

Prohlašuji, že:

- jsem si vědom, že na tuto moji závěrečnou diplomovou práci se plně vztahuje zákon č.121/2000 Sb. Zákon o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (dále jen Autorský zákon), zejména § 35 (Užití díla v rámci občanských či náboženských obřadů nebo v rámci úředních akcí pořádaných orgány veřejné správy, v rámci školních představení a užití školního díla) a § 60 (Školní dílo),
- beru na vědomí, že Vysoká škola báňská - Technická univerzita Ostrava (dále jen „VŠB - TUO“) má právo užít tuto závěrečnou diplomovou práci nekomerčně ke své vnitřní potřebě (§ 35 odst. 3 Autorského zákona),
- bude - li požadováno, jeden výtisk z této diplomové práce bude uložen u vedoucího práce,
- s VŠB - TUO, v případě zájmu z její strany, uzavřu licenční smlouvu s oprávněním užít dílo v rozsahu § 12 odst. 4 Autorského zákona,
- užít toto své dílo, nebo poskytnou licenci k jejímu využití, mohu jen se souhlasem VŠB - TUO, která je oprávněna v takovém případě ode mne požadovat přiměřený příspěvek na úhradu nákladů, které byly VŠB - TUO na vytvoření díla vynaloženy (až do jejich skutečné výše),
- beru na vědomí, že podle zákona č. 111/1998 Sb., o vysokých školách a o změně a doplnění dalších zákonů (zákon o vysokých školách), ve znění pozdějších předpisů - že tato diplomová práce bude před obhajobou zveřejněna na pracovišti vedoucího práce a v elektronické podobě uložena a po obhajobě zveřejněna v Ústřední knihovně VŠB - TUO, a to bez ohledu na výsledek její obhajoby.

V Ostravě dne 18. května 2020

podpis studenta 

Jméno a příjmení autora práce:

Bc. Martin Šrámek

Adresa trvalého pobytu autora práce:

Růžďka 67, 756 25, Růžďka

Anotace diplomové práce

ŠRÁMEK, M. *Virtuální model lidské termoregulace - diplomová práce*. OSTRAVA VŠB - Technická univerzita Ostrava, Fakulta strojní, Katedra aplikované mechaniky, 2020, 62 s. Vedoucí práce: Ing. Tomáš Brzobohatý, Ph.D.

Diplomová práce se zabývá základním popisem nejvýznamnějších termofyziologických modelů. Významná část rešerše je věnována detailnímu popisu Fialova termofyziologického modelu. Praktická část práce se zabývá implementací Fialova termofyziologického modelu na reálnou geometrii člověka, za pomoci metody konečných prvků. Jelikož geometrie člověka byla tvořena povrchovou sítí bylo nutné nejdříve vytvořit objemový model, který byl následně vysíťován. Tvorba geometrie i síťování probíhalo v komerčním softwaru ANSYS 19.2. Vlastní nastavení celého modelu probíhalo za pomoci konfiguračních souborů ECF, které slouží k nastavení open-source knihovny ESPRESO. Za pomoci této paralelní knihovny s využitím HPC byl řešen modifikovaný pasivní systém Fialova modelu, který sloužil ke studiu škálovatelnosti open-source knihovny ESPRESO.

Annotation of master thesis

ŠRÁMEK, M. *Virtual human thermoregulation model - master thesis*. OSTRAVA VŠB - Technical University of Ostrava, Faculty of Mechanical Engineering, Department of Applied Mechanics, 2020, 62 p. Thesis head: Ing. Tomáš Brzobohatý, Ph.D.

The master thesis deals with a basic description of the most important thermophysiological models. Significant part of the search describes thermophysiological model created by Fiala. The practical part of thesis deals with implementation of the Fiala's thermophysiological model on real human geometry, by using finite element method. Geometry of human body was formed by surface mesh, so it was necessary convert to volume model, which was subsequently meshed. For geometry creation and meshing was used commercial software ANSYS 19.2. Own settings of the entire model was performed using ECF configuration files, which are used to set up the open-source library ESPRESO. Using this parallel library in combination with HPC, was solved modified passive system of the Fiala's thermophysiological model by the finite element method. This model was used to study the scalability of the open-source library ESPRESO.

Obsah

Seznam použitých značek a symbolů	7
Seznam obrázků	10
Seznam tabulek	11
Seznam objektů ECF konfigurace	11
1 Úvod	12
2 Termofyziologické modely člověka	14
2.1 Fangerův model	14
2.2 Stolwijkův model	15
2.3 Tanabeho model	16
3 Fialův termofyziologický model člověka	16
3.1 Pasivní systém	18
3.1.1 Metabolická produkce tepelného výkonu	19
3.1.2 Cirkulace krve	21
3.1.3 Sdílení tepla s okolím	23
3.2 Aktivní systém	29
3.2.1 Svalový třes	30
3.2.2 Pocení	30
3.2.3 Vasodilatace a vasokonstrikce	31
4 Tepelný komfort člověka	32
4.1 Norma ČSN ISO 7730	33
4.2 Vyhodnocení tepelného komfortu Fialova modelu	34
5 Vytvoření MKP modelu	36
5.1 Vytvoření reálné geometrie člověka	36
5.1.1 Popis jednotlivých vrstev - kůže	39
5.1.2 Popis jednotlivých vrstev - tuk	40
5.1.3 Popis jednotlivých vrstev - svaly	41
5.1.4 Popis jednotlivých vrstev - kosti	44
5.1.5 Popis jednotlivých vrstev - vnitřní orgány	45
5.1.6 Závěrečná sumarizace vytvořené geometrie člověka	47
5.2 Příprava vytvořeného geometrického modelu k výpočtu	48
5.3 Definování fyzikálních parametrů	51
5.3.1 Materiálové vlastnosti	51
5.3.2 Interakce modelu s okolním prostředím	51

6	Řešení MKP modelu s použitím HPC	53
6.1	Paralelní řešič ESPRESO	53
6.2	Řešení modifikovaného pasivního systému s využitím HPC	54
6.2.1	Konfigurace řešiče ESPRESO	54
6.2.2	Vyhodnocení výsledků	58
7	Závěr	62
	Literatura	63
	Příloha	64

Seznam použitých značek a symbolů

Latinská abeceda

A_n	plocha neoblečené části těla	$[m^2]$
A_o	plocha oblečené části těla	$[m^2]$
A_{sk}	plocha kůže ze které dochází k odpařování	$[m^2]$
C_{rsp}	citelná ztráta tepelného výkonu dýcháním	$[W]$
Cs	termoregulační zásah za pomoci vasokonstrikce	$[-]$
D	průměr válce	$[m]$
Dl	termoregulační zásah za pomoci vasodilatace	$[W \cdot K^{-1}]$
E_{rsp}	latentní ztráta tepelného výkonu dýcháním	$[W]$
H	tepelný výkon produkovaný ve svalech fyzickou činností	$[W]$
I_{cl}	tepelný odpor oděvu	$[m^2 \cdot K \cdot W^{-1}]$
L_a	Lewisova konstanta pro vzduch	$[K \cdot Pa^{-1}]$
$M_{bas,0}$	základní metabolický výkon člověka	$[W]$
PMV	střední tepelný pocit	$[-]$
PPD	podíl nespokojených osob	$[\%]$
Pr	Prandtlovo číslo	$[-]$
Q_m	celková produkce metabolického tepelného výkonu	$[W]$
Q_x	tepelný výkon sdílený v soustavě tepna - žíla	$[W]$
R_a	Rayleighovo číslo	$[-]$
$R_{E,sk}$	odpor kůže proti průchodu vodní páry	$[W^{-1} \cdot m^2 \cdot Pa]$
Sh	tepelný výkon produkovaný svalovým třesením	$[W]$
SW	celková produkce potu	$[g \cdot min^{-1}]$
T	teplota tkáně	$[K]$
T_0	teplota tkáně v tepelně neutrálním prostředí	$[K]$
T_a	teplota okolního vzduchu	$[K]$

$T_{bl,A}$	teplota tepenné krve	[K]
$T_{bl,P}$	teplota krve v rezervoáru	[K]
$T_{bl,V1}$	teplota žilní krve před výměnou tepla	[K]
$T_{bl,V2}$	teplota žilní krve po výměně tepla	[K]
$T_{hy,0}$	teplota hypothalamu v tepelně neutrálních podmínkách	[K]
T_{hy}	teplota hypothalamu	[K]
T_{sk}	teplota povrchu kůže	[K]
$T_{sk,0}$	teplota povrchu kůže v tepelně neutrálních podmínkách	[K]
$T_{sk,m0}$	střední teplota kůže v tepelně neutrálních podmínkách	[K]
$T_{sk,m}$	střední teplota kůže	[K]
T_{sr}	teplota okolních povrchů	[K]
TK	tepelný komfort Fialova modelu	[K]
U_{cl}	efektivní součinitel přestupu tepla	$[W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}]$
$U_{E,cl}$	součinitel přestupu tepla pro latentní teplo	$[W \cdot m^{-2} \cdot Pa^{-1}]$
$V_{musc.}$	objem příslušné části svalů	$[m^3]$
V_{skin}	objem příslušné části kůže	$[m^3]$
act	požadovaná úroveň fyzické aktivity	$[met]$
act_{bas}	úroveň fyzické aktivity v tepelně neutrálním prostředí	$[met]$
a_{Cs}	koeficient rozdělující vasokonstriktci mezi jednotlivé části těla	$[-]$
a_{Dl}	koeficient rozdělující vasodilataci mezi jednotlivé části těla	$[-]$
a_{nat}	koeficient pro přirozenou konvekci	$[-]$
a_{frc}	koeficient pro nucenou konvekci	$[-]$
a_{mix}	koeficient pro smíšenou konvekci	$[-]$
$a_{m,w}$	koeficient rozdělující produkci tepla fyzickou činností	$[-]$
a_{rsp}	koeficient rozdělující ztrátu tepla dýcháním	$[-]$
a_{sh}	koeficient rozdělující produkci tepla svalovým třesem	$[-]$
a_{sk}	koeficient pro určení střední teploty kůže	$[-]$
a_{sw}	koeficient rozdělující produkovaný pot	$[-]$
b_0	koeficient pro určení účinnosti člověka	$[-]$
b_1	koeficient pro určení účinnosti člověka	$[met^{-1}]$
c	měrná tepelná kapacita tkáně	$[J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}]$
c_{bl}	měrná tepelná kapacita krve	$[J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}]$
dV	elementární objem	$[m^3]$
f_0	plošný faktor oděvu	$[-]$
f_{sk}	člen pro určení tepelného komfortu	$[-]$
g	gravitační zrychlení	$[m \cdot s^{-2}]$
$h_{c,mix}$	součinitel přestupu tepla za pomoci konvekce	$[W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}]$
h_{nat}	součinitel přestupu tepla pro přirozenou konvekci	$[W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}]$
h_r	součinitel přestupu tepla za pomoci radiace	$[W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}]$
h_x	protiproudý koeficient přestupu tepla pro krev	$[W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}]$

i_{cl}	index propustnosti vodní páry oděvu	$[-]$
$\frac{dm_{sw}}{dt}$	lokální produkce potu	$[kg \cdot s^{-1}]$
\dot{n}	hustota tepelného toku vzniklá fyzickou činností	$[W \cdot m^{-2}]$
p_a	parciální tlak vodních par okolního vzduchu	$[Pa]$
p_{sk}	parciální tlak vodních par na povrchu kůže	$[Pa]$
\dot{p}_{sk}	parciální tlak sytých par ve svrchní vrstvě kůže	$[Pa]$
q_m	metabolická produkce tepelného výkonu	$[W \cdot m^{-3}]$
$q_{m,sh}$	produkce tepelného výkonu svalovým třesem	$[W \cdot m^{-3}]$
$q_{m,w}$	produkce tepelného výkonu fyzickou činností	$[W \cdot m^{-3}]$
$q_{m,bas,0}$	bazální produkce metabolického tepelného výkonu	$[W \cdot m^{-3}]$
q_{sk}	hustota tepelného toku sdíleného do okolí	$[W \cdot m^{-2}]$
q_c	hustota tepelného toku při konvekci	$[W \cdot m^{-2}]$
q_r	hustota tepelného toku při radiaci	$[W \cdot m^{-2}]$
q_e	hustota tepelného toku při odpařování	$[W \cdot m^{-2}]$
\dot{q}_m	metabolická hustota tepelného toku	$[W \cdot m^{-2}]$
r	poloměr	$[m]$
t	čas	$[s]$
$v_{a,eff}$	efektivní rychlost vzduchu	$[m \cdot s^{-1}]$
w_{bl}	velikost perfuze krve	$[m^{-3} \cdot s^{-1} \cdot m^{-3}]$
$w_{bl,0}$	bazální velikost perfuze krve	$[m^{-3} \cdot s^{-1} \cdot m^{-3}]$
\dot{z}	hustota tepelného toku ztráty do okolí	$[W \cdot m^{-2}]$

Řecká abeceda

∇	nabla operátor	$[-]$
$\Delta\beta$	změna energetického ekvivalentu perfuze krve	$[W \cdot m^{-3} \cdot K^{-1}]$
Δq_m	přídavná metabolická produkce tepelného výkonu	$[W \cdot m^{-3}]$
$\Delta q_{m,bas}$	změna bazální produkce metabolického tepelného výkonu	$[W \cdot m^{-3}]$
$\Delta T_{sk,m}$	odchylka střední teploty kůže	$[K]$
ΔT_{hy}	odchylka teploty hypothalamu	$[K]$
Φ	vliv teploty jádra na tepelný komfort	$[-]$
Ω	koeficient pro souřadný systém	$[-]$
α	součinitel tepelné roztažnosti	$[K^{-1}]$
β_{bl}	energetický ekvivalent perfuze krve	$[W \cdot m^{-3} \cdot K^{-1}]$
β_0	bazální energetický ekvivalent perfuze krve	$[W \cdot m^{-3} \cdot K^{-1}]$
γ	energetický ekvivalent průtoku krve kůží	$[W \cdot K^{-1}]$
γ_0	bazální energetický ekvivalent průtoku krve kůží	$[W \cdot K^{-1}]$
ε_{sf}	emisivita části těla	$[-]$
ε_{env}	emisivita okolí	$[-]$
η	mechanická účinnost člověka	$[-]$
μ	dynamická viskozita	$[Pa \cdot s]$

λ	součinitel vedení tepla	$[W \cdot m^{-1} \cdot K^{-1}]$
λ_{H_2O}	měrné skupenské teplo varu vody	$[J \cdot kg^{-1}]$
ρ	hustota tkáně	$[kg \cdot m^{-3}]$
ρ_{bl}	hustota krve	$[kg \cdot m^{-3}]$
σ	Stefan - Boltzmannova konstanta	$[W \cdot m^{-2} \cdot K^{-4}]$
ϕ	relativní vlhkost vzduchu	$[-]$
ψ	koeficient zohledňující polohu člověka při radiaci	$[-]$

Seznam obrázků

1	Aplikace pro analýzu tepelného komfortu	12
2	Rozdělení Stolwijkova modelu [1]	15
3	Schéma přenosu tepla pro jeden segment Tannabeheho modelu [1]	16
4	Rozdělení Fialova modelu na jednotlivé části [2]	17
5	Ukázka povrchové sítě nalezeného modelu [3]	36
6	Jednotlivé vrstvy nalezeného modelu: a) kůže, b) tuk, c) svaly, d) kosti	37
7	Porovnání STL formátu a klasického CAD modelu	38
8	Ukázka povrchové vrstvy	39
9	Úprava STL modelu v oblasti nohou	39
10	Úprava STL modelu v oblasti hlavy	39
11	Vytvořený objemový model kůže	40
12	Vytvořený objemový model tuku	41
13	Ukázka svalů STL modelu	42
14	Obkreslení tvaru svalu	43
15	Vytváření svalů za pomoci přechodu	43
16	Vytvořený objemový model svalů	44
17	Porovnání STL modelu s vytvořenou geometrií	45
18	Porovnání STL modelu s vytvořenou geometrií mozku	46
19	Vytvořený objemový model plic a vnitřností	46
20	Jednotlivé vrstvy vytvořeného geometrického modelu: a) kůže, b) tuk, c) svaly, d) kosti, e) vnitřní orgány	47
21	Rozdělení lidského člověka na části	48
22	Ukázka použitých objemových elementů	49
23	Ukázka sloučení ploch za pomoci virtuální topologie	50
24	Historie konvergence nelineárního řešiče	58
25	a) geometrie, b) doménová dekompozice, c) teplotní pole	59
26	Paralelní škálovatelnost řešiče ESPRESO	59
27	Teplotní pole [Kelvin]	61

Seznam tabulek

3	Základní charakteristika průměrného člověka, převzato z [2]	16
4	Fyzikální vlastnosti vrstev, převzato z [2]	18
5	Hodnoty bazální produkce tepelného výkonu, převzato z [2]	19
6	Tepelně neutrální prostředí	19
7	Koeficient rozdělující tepelný výkon generovaný fyzickou činností, převzato z [2]	20
8	Úrovně fyzické aktivity pro různé činnosti, převzato z [4]	21
9	Velikosti bazální perfuze krve, převzato z [2]	23
10	Koeficienty pro výpočet součinitele přestupu tepla, převzato z [2]	24
11	Koeficienty pro sdílení tepla radiací, převzato z [2]	25
12	Poměr rozdělení ztrát dýcháním, převzato z [2]	27
13	Tepelný odpor běžného oblečení, převzato z [4]	28
14	Jednotlivé koeficienty aktivního systému, převzato z [2]	32
15	ASHRAE stupnice	33
16	Použitelnost normy ČSN ISO 7730 pro vyhodnocení tepelného komfortu	34
17	Srovnání objemů svalů	42
18	Srovnání objemů kostí	44
19	Srovnání objemů pro mozek	45
20	Srovnání vnitřních orgánů	46
21	Závěrečná sumarizace objemů jednotlivých vrstev	47
22	Parametry sítí	49
23	Názvy objemových selekcí	50
24	Názvy plošných selekcí	51
25	Přiřazení materiálových vlastností	51

Seznam objektů ECF konfigurace

1	INPUT	54
2	VARIABLES	55
3	PHYSIC	55
4	NONLINEAR SOLVER	56
5	LINEAR SOLVER	57
6	BIO HEAT	57
7	ACTIVITY LEVEL	57
8	OUTPUT	57

1 Úvod

Od dávných dob se lidé snažili ve svých příbytcích zachovat konstantní teplotu tak, aby jim nebylo chladno popřípadě horko. Toho bylo nejdříve dosaženo za pomoci otevřených či uzavřených topenišť. Počátkem 20. století se začalo používat mechanické chlazení a budovu bylo možné nejen přetopit, ale i podchladit. To byl spouštěcí impuls pro to, aby se vědci začali zabývat problematikou tepelného komfortu člověka. V polovině 20. století byly vytvořeny první postupy pro vyhodnocování tepelného komfortu uvnitř budov. Tyto postupy a modely byly dále zdokonalovány, tak že moderní architekti a projektanti se snaží budovy navrhnout tak, aby se v ní lidé cítili komfortně. Cílem je navodit takové mikroklima ve kterém člověk dosahuje největší produktivity práce a dochází k nejmenšímu pocitu únavy.



Obrázek 1: Aplikace pro analýzu tepelného komfortu

Za pomoci experimentů v klimatických komorách s velkým počtem lidí byly vytvořeny termofyziologické modely popisující tepelné chování člověka vůči okolí. Provádění těchto experimentů bylo časově náročné a drahé. Spojením moderní výpočetní techniky s termofyziologickými modely člověka, lze vytvořit aplikace, které by byly použitelné v 21. století. S konkrétními aplikacemi se můžeme v běžném životě setkat na každém místě. Může se jednat o optimální rozmístění klimatizačních jednotek uvnitř budov, tak aby bylo dosaženo nejlepšího komfortu pro člověka. S podobným využitím se můžeme setkat v letadlech, autech, autobusech s tím a aby byly optimalizováno proudění vzduchu uvnitř kabiny na komfort člověka. Speciální aplikací může být použití i ve

zdravotnictví, např. při léčbě podchlazení. V dnešní době se můžeme setkat s již licencovaným softwarem sloužící ke stanovení tepelného komfortu za použití různých termofyziologických modelů.

Diplomová práce se v teoretické části zabývá popisem jednotlivých termofyziologických modelů. Nosnou částí teoretické části je detailní popis Fialova termofyziologického modelu člověka, který je jedním z nejpoužívanějších na světě. Další část je věnována vyhodnocení tepelného komfortu člověka za pomoci normy ISO 7730 uvnitř budov a zjištění tepelného komfortu z Fialova termofyziologického modelu.

Praktická část práce je věnována tvorbě reálné objemové geometrie člověka z volně dostupného zdroje za pomoci výpočetního softwaru ANSYS, který sloužil jako pre-processingový nástroj. Geometrie byla vytvořena tak, aby splňovala podmínky pro aplikaci Fialova termofyziologického modelu. Z takto vytvořené geometrie člověka byly vysítovány 2 konečnoprvkové sítě s již vytvořenými selekcemi pro aplikaci okrajových podmínek.

Hlavním cílem diplomové práce byla aplikace prototypu Fialova termofyziologického modelu, na vytvořenou reálnou geometrii člověka, a jeho řešení za pomoci open-source paralelního řešiče ESPRESO. Z důvodu neomezené použitelnosti vytvořeného výpočetního modelu je kombinace komerčního pre-processingového nástroje spolu s paralelním open-source řešičem optimální volbou. Tímto způsobem lze vytvořit detailní model, s kvalitní MKP sítí, s použitím robustního komerčního nástroje s malými ekonomickými náklady, ale samotný opakovatelný výpočet lze provádět v na míru uzpůsobeném open-source řešiči s nulovými dodatečnými náklady na výpočetní licence. Finanční náročnost licencí paralelních řešičů je jedním z negativních faktorů, který omezuje použitelnost HPC v širší průmyslové praxi, a to zejména u malých a středních podniků, kde snižování nákladů na vývoj nových produktů hraje významnou roli.

2 Termofyziologické modely člověka

Pro určení tepelného komfortu člověka byly nejprve vytvořeny termofyziologické modely popisující chování lidského těla vůči okolí. Podle [1] lze termofyziologické modely rozdělit na jedno-segmentové, uvažující lidské tělo jako jeden celek a více-segmentové, dělící lidské tělo na více segmentů. Jelikož lidské tělo nereaguje na okolní prostředí pouze pasivně, ale dokáže se aktivně přizpůsobovat okolí lze podle [1, 2] termofyziologické modely člověka rozdělit na dvě základní části:

- pasivní systém - zahrnuje vedení tepla v živých tkáních, generaci metabolického tepla, ztrátu tepla konvekcí, radiací a odpařováním potu
- aktivní systém - zahrnuje reakci na okolí za pomoci svalového třesu, rozšířením a zúžením cév

První analytický popis pasivního systému přinesl v roce 1948 Pennes za pomoci jeho „*Bioheat equation*“, která je v různých tvarech používána dodnes. Jedná se o modifikovanou Fourierovu rovnici vedení tepla. Pennesova rovnice je uvedena v [5] a dána vztahem (1).

$$\nabla \cdot \lambda \nabla T + q_m + \rho_{bl} \cdot w_{bl} \cdot c_{bl} \cdot (T_{bl,A} - T) = \rho \cdot c \cdot \frac{\partial T}{\partial t} \quad (1)$$

První člen rovnice popisuje izotropní vedení tepla v tkáni. Druhý člen souvisí s metabolickou produkcí tepla, jedná se tedy o produkci tepla vnitřními tepelnými zdroji. Třetí člen zahrnuje konvektivní přenos tepla za pomoci krve a poslední člen na pravé straně vyjadřuje časovou závislost.

2.1 Fangerův model

Fangerův model byl vytvořen na základě experimentů s 1296 osobami. Podle Fangera je nutnou podmínkou tepelného komfortu rovnováha osoby s okolím. Z toho vyplývá, že metabolická produkce tepla musí být v rovnováze s tepelnou ztrátou těla do okolí. Podmínka není postačující, protože může nastat případ kdy tato rovnováha bude splněna, ale pro člověka nebude komfortní. Například při nadměrném pocení, kdy dochází k velikému odvodu tepla [6].

Fanger předpokládal, že hlavními parametry ovlivňující tepelný komfort jsou střední teplota kůže a míra pocení. Tyto veličiny jsou závislé na intenzitě fyzické činnosti. Fangerův model je založen na výpočtu středního tepelného pocitu PMV. Ten se vypočítá ze vztahu (2).

$$PMV = \left[0,303 \exp \left(-0,036 \dot{Q} \right) + 0,028 \right] \cdot (q_m - \dot{n} - \dot{z}) \quad (2)$$

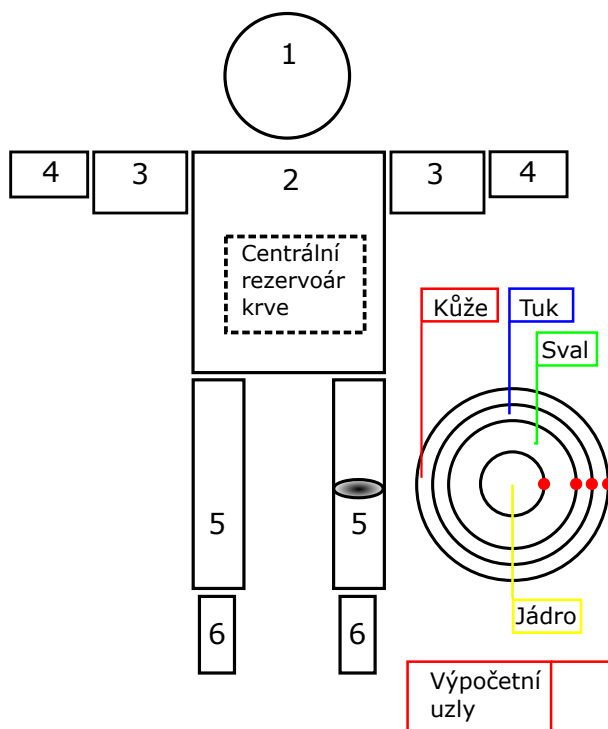
kde \dot{q}_m je metabolický tepelný tok [$W \cdot m^{-2}$], \dot{n} je fyzická činnost [$W \cdot m^{-2}$] a \dot{z} je tepelná ztráta těla [$W \cdot m^{-2}$]. Ze vztahu (3) lze vypočíst procentuální podíl nespokojených osob, který vyjadřuje určitou rozdílnost vnímání mezi jednotlivými osobami. Při $PMV = 0$ se PPD rovná 5%, což znamená, že za ideálních podmínek je 5% osob nespokojených [6].

$$PPD = 100 - 95 \exp(-0,03353 \cdot PMV^4 - 0,2179 PMV^2) \quad [\%] \quad (3)$$

Fangerův model je součástí normy ČSN ISO 7730 a slouží ke stanovení ergonomie tepelného prostředí.

2.2 Stolwjikův model

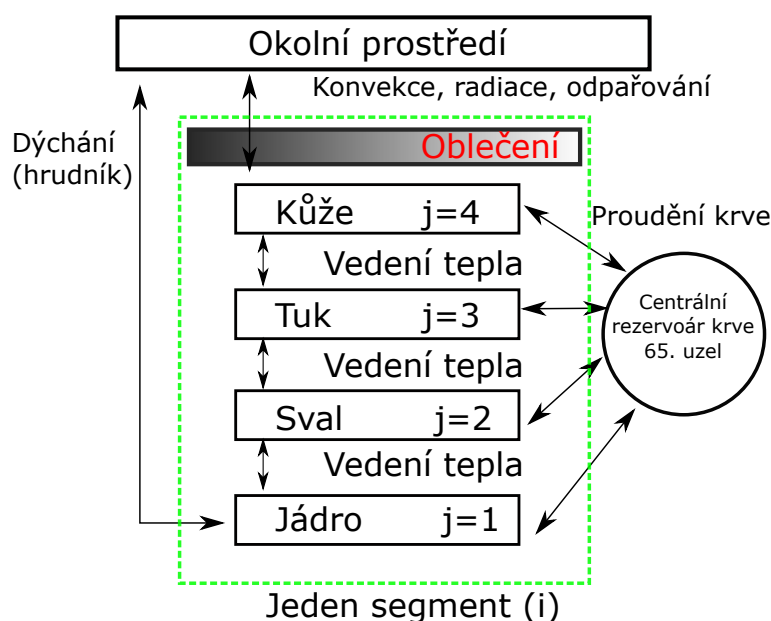
Jedná se o více-segmentový model člověka, který je složen ze šesti částí: hlava, trup, paže, ruce, nohy a chodidla. Toto rozdělení je patrné z obrázku 2. Tyto části jsou dále rozděleny na čtyři vrstvy a každá z těchto vrstev je reprezentována pouze jedním výpočetním uzlem. Model je tvořen celkem 25 výpočetními uzly, přičemž 25. uzel představuje centrální rezervoár krve. Stolwjikův byl jeden z prvních termofyziologických modelů zahrnující aktivní i pasivní systém[6, 1].



Obrázek 2: Rozdělení Stolwjikova modelu [1]

2.3 Tanabeho model

Tannabeho model je více-segmentový model člověka vycházející ze Stolwijkova modelu. Tannabeho model opět zahrnuje pasivní i aktivní systém. Tento model rozděluje člověka celkem na 16 částí a každá část je také rozčleněna na 4 vrstvy tkání (jádro, svaly, tuk, pokožka). Jednotlivé segmenty jsou propojeny s krevním oběhem, který rozvádí okysličenou a neokysličenou krev po těle. Tannabeho aktivní systém popisuje termoregulační mechanismy pocení, svalový třes rozšíření a zúžení cév, které ovlivňují pasivní systém. Celkem je model tvořen 65 výpočetní uzly. 65. uzel tvoří centrální rezervoár krve ve kterém se vypočítává teplota krve. Na obrázku 3 je zobrazeno blokové schéma Tannabeho modelu z hlediska přenosu tepla [1].



Obrázek 3: Schéma přenosu tepla pro jeden segment Tannabeho modelu [1]

3 Fialův termofyziologický model člověka

Fialův termofyziologický model vznikl v roce 1998 doktorem Dusanem Fialou. Jedná se o jeden z nejpoužívanějších modelů, který byl implementován v několika komerčních softwarech, za zmínku stojí např. Thesus-FE. Fialův model popisuje průměrného dospělého člověka, jehož charakteristiky jsou uvedeny v tabulce 3.

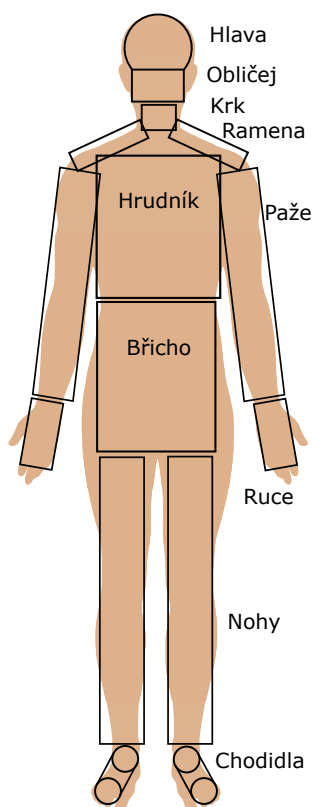
Hmotnost [kg]	Hmotnostní podíl tuku [%]	Plocha člověka [m^2]	Srdeční výdej [$l \cdot min^{-1}$]	Bazální tepelný výkon metabolismu [W]
73,5	14	1,86	4,9	87,1

Tabulka 3: Základní charakteristika průměrného člověka, převzato z [2]

Model je tvořen pasivním i aktivním systémem, které budou podrobně popsány v následujících kapitolách. Fiala pro svůj model provedl rozdělení lidského těla celkem na 10 částí [2]:

- hlava,
- obličej,
- krk,
- ramena,
- paže,
- ruce,
- hrudník,
- břicho,
- nohy,
- chodidla.

Fialův model využívá zjednodušení lidského těla, tak že jednotlivé části těla byly nahrazeny za pomoci válců, pouze pro hlavu použil kouli. Fialovo rozdělení těla a jeho zjednodušení je patrné z obr. 4. Všechny tyto zjednodušené části rozdělil na čtyři až pět vrstev různých tkání (kůže, tuk, svaly, kosti, vnitřní orgány) s odlišnými fyzikálními vlastnostmi. Fyzikální vlastnosti jednotlivých tkání (materiálů) jsou uvedeny v tabulce 4. Další zjednodušení provedl Fiala tím, že teplota byla vypočítávána pouze ve třech různých radiálních směrech, které jsou vzájemně pootočené o 120° . Uvažuje tedy s vedením tepla pouze v těchto směrech [2].



Obrázek 4: Rozdělení Fialova modelu na jednotlivé části [2]

Typ tkáně, vrstvy	Součinitel vedení tepla [$W \cdot m^{-1} \cdot K^{-1}$]	Hustota [$kg \cdot m^{-3}$]	Měrná te- pelná kapacita [[$J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}$]]
kosti na hlavě	1,16	1500	1591
ostatní kosti	0,75	1357	1700
mozek	0,49	1080	3850
plíce	0,28	550	3718
vnitřnosti	0,53	1000	3697
svaly	0,42	1085	3768
tuk	0,16	850	2300
kůže	0,47	1085	3680
krv		1069	3650

Tabulka 4: Fyzikální vlastnosti vrstev, převzato z [2]

3.1 Pasivní systém

Pro modelování pasivního systému Fiala využil základní Pennesovu rovnici vedení tepla v živých tkáních, která je vyjádřena vztahem (1) pouze v úpravě pro cylindrické, popřípadě sférické souřadnice. Díky tomu byl získán vztah (4), který Fiala použil ve své disertační práci [2].

$$\lambda \cdot \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{\Omega}{r} \cdot \frac{\partial T}{\partial r} \right) + q_m + \rho_{bl} \cdot \omega_{bl} \cdot c_{bl} \cdot (T_{bl,A} - T) = \rho \cdot c \cdot \frac{\partial T}{\partial t} \quad (4)$$

- λ - součinitel vedení tepla dané vrstvy [$W \cdot m^{-1} \cdot K^{-1}$],
- r - poloměr [m],
- Ω - koeficient zohledňující použitý souřadný systém pro danou část těla, pro cylindrický platí $\Omega = 1$, pro sférický $\Omega = 2$,
- T - teplota tkáně [K],
- q_m - metabolická produkce tepelného výkonu [$W \cdot m^{-3}$]
- ρ_{bl} - hustota krve [$kg \cdot m^{-3}$],
- c_{bl} - měrná tepelná kapacita krve [$J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}$],
- ω_{bl} - velikost perfuze (průtoku krve) [$m^{-3} \cdot s^{-1} \cdot m^{-3}$]
- $T_{bl,A}$ - teplota tepenné krve [K],
- ρ - hustota dané vrstvy tkáně [$kg \cdot m^{-3}$],
- c - měrná tepelná kapacita vrstvy tkáně [$J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}$],
- t - čas [s],

Význam jednotlivých členů rovnice již byly vysvětleny výše u Pennesovy rovnice.

3.1.1 Metabolická produkce tepelného výkonu

Metabolickou produkci tepelného výkonu lze podle [2] a vztahu (5), rozdělit na bazální neboli základní produkci tepelného výkonu $q_{m,bas,0}$ a na přídatnou metabolickou produkci tepelného výkonu Δq_m . Hodnoty základní produkce tepelného výkonu jsou pro jednotlivé vrstvy těla různé, tyto hodnoty jsou zobrazeny v tabulce 5 [2].

	Kosti	Svaly	Plíce	Vnitřnosti	Mozek	Tuk	Kůže
$q_{m,bas,0} [W \cdot m^{-3}]$	0	684	600	4100	13400	58	368

Tabulka 5: Hodnoty bazální produkce tepelného výkonu, převzato z [2]

$$q_m = q_{m,bas,0} + \Delta q_m \quad [W \cdot m^{-3}] \quad (5)$$

Základní produkci metabolického tepelného výkonu dosáhne člověk v tepelně neutrálním prostředí, které je definováno za pomoci:

- teploty okolního vzduchu T_a ,
- teploty okolních povrchů T_{sr} ,
- efektivní rychlosti vzduchu $v_{a,eff}$,
- relativní vlhkosti vzduchu ϕ ,
- emisivitou okolí ϵ_{env} ,
- základní úrovní fyzické aktivity act_{bas} .

Konkrétní parametry tepelně neutrálního prostředí jsou zobrazeny v tabulce 6.

$T_a [K]$	$T_{sr} [K]$	$v_{a,eff} [m \cdot s^{-1}]$	$\phi [-]$	$\epsilon_{env} [-]$	$act_{bas} [met]$
303,15	303,15	0,05	0,4	0,93	0,8

Tabulka 6: Tepelně neutrální prostředí

Přídavnou produkci metabolického tepelného výkonu Δq_m lze dále rozepsat za pomoci vztahu:

$$\Delta q_m = \Delta q_{m,bas} + q_{m,sh} + q_{m,w} \quad [W \cdot m^{-3}] \quad (6)$$

na změnu bazální produkce metabolického tepelného výkonu $\Delta q_{m,bas}$, což je rozdíl mezi skutečnou produkcí tepelného výkonu v aktuálních podmínkách a produkcí v tepelně neutrálních podmínkách. Další člen $q_{m,sh}$ vyjadřuje produkci tepelného výkonu za pomoci svalového třesu. Tato produkce tepla je již úzce spjata s aktivním systémem a bude popsána v kapitole 3.2. Poslední člen $q_{m,w}$ uvažuje s generací tepla za pomoci fyzické aktivity, která je různá od základní úrovně fyzické aktivity $0,8 met$, která je definována v tepelně neutrálních podmínkách. Pokud by byl člověk vystaven tepelně neutrálnímu prostředí, tak hodnota přídatného tepelného výkonu Δq_m bude nulová [2].

Změna bazální produkce tepelného výkonu souvisí s produkcí tepla v závislosti na aktuální teplotě tkáně, čím nižší teplota tím menší produkce tepla. Tento jev je za

pomocí koeficientu Q10 blíže vysvětlen v [7]. Ve Fialově modelu byl použit koeficient Q10 o hodnotě 2, která je uvedena v [2]. Změnu bazální produkce tepelného výkonu $\Delta q_{m,bas}$ lze poté rozepsat takto:

$$\Delta q_{m,bas} = q_{m,bas,0} \cdot \left[2^{\frac{T-T_0}{10}} - 1 \right] \quad [W \cdot m^{-3}] \quad (7)$$

kde T [K] je aktuální teplota tkáně ve výpočetním uzlu, $q_{m,bas,0}$ [$W \cdot m^{-3}$] bazální produkce tepelného výkonu, T_0 [K] je teplota tkáně v tepelně neutrálních podmínkách [2].

Tepelný výkon generovaný fyzickou činností vzniká pouze ve svaích a lze jej určit takto:

$$q_{m,w} = \frac{a_{m,w} \cdot H}{V_{musc.}} \quad [W \cdot m^{-3}] \quad (8)$$

kde $a_{m,w}$ [-] je koeficient určující rozdělení produkovaného tepelného výkonu mezi jednotlivé části svalů. Tento koeficient rozlišuje jestli se jedná o činnost v sedě popřípadě vestoje, jednotlivé hodnoty tohoto koeficientu jsou uvedeny v tabulce 7. H [W] je tepelný výkon produkovaný ve svaích díky fyzické činnosti. Tento tepelný výkon H lze dále určit ze vztahu (9), $V_{musc.}$ [m^{-3}] je objem příslušné části svalů.

Část těla	$a_{m,w}[-]$ činnost v sedě	$a_{m,w}[-]$ činnost vestoje
Hlava	0	0
Obličej	0	0
Krk	0,03	0,01
Ramena	0,05	0,02
Paže	0,19	0,08
Ruce	0,02	0,01
Hrudník	0,12	0,07
Břicho	0,46	0,20
Nohy	0,11	0,06
Chodidla	0,02	0,01

Tabulka 7: Koeficient rozděluující tepelný výkon generovaný fyzickou činností, převzato z [2]

$$H = \left[act \cdot \frac{M_{bas,0}}{act_{bas}} \cdot (1 - \eta) \right] - M_{bas,0} \quad [W] \quad (9)$$

Ve vztahu (9) vystupuje act [met] jako požadovaná úroveň fyzické aktivity. Pro ukázkou jsou v tabulce 8 uvedeny hodnoty pro konkrétní činnosti, popřípadě zaměstnání. act_{bas} je úroveň fyzické činnosti v tepelně neutrálním prostředí, velikost této hodnoty je 0,8 met, $M_{bas,0}$ [W] je základní metabolický výkon člověka a jeho velikost je 87,1 W, η [-] je mechanická účinnost člověka kterou lze dále rozepsat takto [2]:

$$\eta = (0.2 \cdot \tanh(b_1 \cdot act + b_0)) \quad [-] \quad (10)$$

Druh činnosti, zaměstnání	act [met]	Rozdělení činnosti
Bazální metabolismus	0,8	činnost v sedě
Sezení uvolněné	1,0	činnost v sedě
Stání odpočívání	1,1	činnost vestoje
Běžná kancelářská práce	1,3	činnost v sedě
Lehká práce na strojích	2,6	činnost vestoje
Těžká manuální práce	4,3	činnost vestoje
Chůze po rovině	2,4	činnost vestoje
Chůze se stoupáním 5%	3,5	činnost vestoje
Chůze se stoupáním 15%	5,7	činnost vestoje
Vrátný	1,4	činnost v sedě
Sekretářka	1,3	činnost v sedě
Učitel	1,5	činnost vestoje
Hodinář	1,1	činnost v sedě
Řezník	2,1	činnost vestoje
Zedník	2,4	činnost vestoje
Dělník vysoké pece	3,0	činnost vestoje
Řidič traktoru	1,9	činnost v sedě
Řidič auta	1,4	činnost v sedě

Tabulka 8: Úrovně fyzické aktivity pro různé činnosti, převzato z [4]

Fiala ve své práci pro výpočet mechanické účinnosti člověka uvádí hodnoty koeficientů tyto: $b_1 = 0,39 \pm 0,13 \text{ met}^{-1}$ a $b_0 = -0,60 \pm 0,28$ [2]. Mechanickou účinnost lze tedy vypočítat z požadované úrovně fyzické činnosti, ovšem pokud je act menší než 1,6 met pak je účinnost nulová. V intervalu 1,6 met až 5 met platí pro účinnost vztah (10) a pokud act je větší než 5 met pak hodnota účinnosti činí 0,2, což je maximální mechanická účinnost člověka [2].

Po dosazení vztahu (10) a (9) získáme upravený vztah pro výpočet tepelného výkonu díky fyzické činnosti takto:

$$q_{m,w} = \frac{a_{m,w} \cdot \left\{ act \cdot \frac{M_{bas,0}}{act_{bas}} \cdot [1 - (0.2 \cdot \tanh(b_1 \cdot act + b_0))] - M_{bas,0} \right\}}{V_{musc.}} \quad [W \cdot m^{-3}] \quad (11)$$

Ze vztahu (11) vyplývá, že tepelný výkon generovaný fyzickou činností, lze vypočítat již před vlastním výpočtem celého modelu a zadat do požadovaných částí svalů různé hodnoty vnitřních tepelných výkonů [2].

3.1.2 Cirkulace krve

Krevní oběh je velice významným mechanismem, který slouží k přenosu tepla v lidském těle. Krevní oběh je ve Fialově modelu zjednodušen do podoby centrálního rezervoáru

krve a sítě rozvádějící krev, která je tvořena tepnami, žilami a vlasečnicemi. Při proudění tepenné krve do vlasečnic dochází k jejímu ochlazování. Z hlediska sdílení tepla je možno tuto soustavu tepen a žil považovat za protiproudý výměník. Žilní krev proudící zpět do rezervoáru je ohřívána tepennou krví, díky tomu vracející se žilní krev ohřívá samotný rezervoár krve. Za pomoci takto modelovaného krevního oběhu lze určit různé teploty tepenné krve pro jednotlivé části. Výpočet tepenné krve vychází z rovnosti tepelných výkonů mezi tepennou krví a žilní krví. Tato rovnost je vyjádřena vztahem (12) [2],

$$\rho_{bl} \cdot c_{bl} \int w_{bl} \cdot dV \cdot (T_{bl,P} - T_{bl,A}) = \rho_{bl} \cdot c_{bl} \int w_{bl} \cdot dV \cdot (T_{bl,V2} - T_{bl,V1}) \quad [W] \quad (12)$$

kde $T_{bl,A} [K]$ je teplota tepenné krve v daném elementu po výměně tepla, $T_{bl,P} [K]$ je teplota krve v rezervoáru, $T_{bl,V2} [K]$ je teplota žilní krve po výměně tepla a $T_{bl,V1} [K]$ je teplota žilní krve před výměnou tepla. Tepelný výkon sdílený mezi tepnou a žílou lze určit podle vztahu (13).

$$Q_x = h_x \cdot (T_{bl,A} - T_{bl,V1}) \quad [W] \quad (13)$$

Ve vztahu (13) představuje $h_x [W \cdot K^{-1}]$ protiproudý koeficient přestupu tepla. Tepelné vlastnosti krve a rychlost perfuze dané části těla, je možno sloučit do energetického ekvivalentu perfuze β_{bl} za pomoci vztahu (14),

$$\beta_{bl} = \rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot w_{bl} \quad [W \cdot m^{-3} \cdot K^{-1}] \quad (14)$$

který lze dále rozepsat na bazální β_0 a přídatnou hodnotu $\Delta\beta$, která je závislá na přídatném metabolickém tepelném výkonu Δq_m (15),

$$\beta_{bl} = \beta_0 + \Delta\beta = \rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot w_{bl,0} + 0,932 \cdot \Delta q_m \quad [W \cdot m^{-3} \cdot K^{-1}] \quad (15)$$

Ve vztahu se vyskytuje bazální velikost perfuze krve $w_{bl,0}$, která představuje perfuzi krve v tepelně neutrálních podmínkách. Jednotlivé hodnoty bazální perfuze krve jsou uvedeny v tabulce 9.

Z hlediska vlastního výpočtu je zapotřebí určit teplotu tepenné krve, která vystupuje ve vztahu (4). Tu lze určit za pomoci odvození uvedeného v [2]. Díky tomu lze získat finální vztah (16) pro určení teploty tepenné krve $T_{bl,A}$.

$$T_{bl,A} = \frac{T_{bl,P} \cdot \sum_{i=1}^N (\beta_{bl,i} \cdot V_i) + h_x \cdot \frac{\sum_{i=1}^N (\beta_{bl,i} \cdot V_i \cdot T_i)}{\sum_{i=1}^N (\beta_{bl,i} \cdot V_i)}}{\sum_{i=1}^N (\beta_{bl,i} \cdot V_i) + h_x} \quad [K] \quad (16)$$

Index i označuje výpočetní uzel v dané vrstvě těla a N je počet všech uzlů v dané vrstvě. Aby bylo možné použít vztah (16) je zapotřebí vypočítat teplotu krve v

Část těla	$w_{bl,0} [m^{-3} \cdot s^{-1} \cdot m^{-3}]$	Část těla	$w_{bl,0} [m^{-3} \cdot s^{-1} \cdot m^{-3}]$
Kosti	0	Kůže - krk	0,00680
Svaly	0,000538	Kůže - ramena	0,00101
Plíce	0,0142163	Kůže - paže	0,00110
Vnitřnosti	0,00431	Kůže - ruce	0,00454
Mozek	0,010132	Kůže - hrudník	0,00158
Tuk	0,0000036	Kůže - břicho	0,00144
Kůže - hlava	0,00548	Kůže - nohy	0,00105
Kůže - obličej	0,01117	Kůže - chodidla	0,00150

Tabulka 9: Velikosti bazální perfuze krve, převzato z [2]

centrálním rezervoáru krve $T_{bl,P}$. K tomuto výpočtu je zapotřebí znát teploty ve všech uzlech všech částí člověka. Výpočet teploty krve centrálního rezervoáru plyne, ze vztahu (17).

$$T_{bl,P} = \frac{\sum_{j=1}^M \left[\frac{\sum_{i=1}^N (\beta_{bl,i} \cdot V_i)}{h_x + \sum_{i=1}^N (\beta_{bl,i} \cdot V_i)} \cdot \sum_{i=1}^N (\beta_{bl,i} \cdot V_i \cdot T_i) \right]}{\sum_{j=1}^M \left[\frac{\left(\sum_{i=1}^N (\beta_{bl,i} \cdot V_i) \right)^2}{h_x + \sum_{i=1}^N (\beta_{bl,i} \cdot V_i)} \right]} \quad [K] \quad (17)$$

Index j označuje jednotlivé vrstvy ze kterých je model složen a M je počet všech těchto částí [2, 6].

3.1.3 Sdílení tepla s okolím

Ke sdílení tepla s okolím dochází konvekcí, radiací, odpařováním a dýcháním. Tepelná ztráta do okolí je také ovlivněna tepelným odporem oděvu, který lze v případě Fialova modelu zadat různý pro jednotlivou část lidského těla. Pro každou část kůže lze vyjádřit 3 okrajové podmínky, které způsobují sdílení tepla do okolí [2, 6].

$$q_{sk} = q_c + q_r + q_e \quad [W \cdot m^{-2}] \quad (18)$$

- q_{sk} hustota tepelného toku sdíleného do okolí,
- q_c hustota tepelného toku za pomoci konvekce,
- q_r hustota tepelného toku za pomoci radiace,
- q_e hustota tepelného toku za pomoci odpařování [2].

Sdílení tepla konvekcí

Hustotu tepelného toku konvekci lze určit za pomoci vztahu (19). Kde $h_{c,mix}$ je součinitel přestupu tepla smíšené konvekce, zahrnující vliv přirozené i nucené konvekce. Jeho velikost se liší pro jednotlivé části těla a vypočte se ze vztahu (20).

$$q_c = h_{c,mix} \cdot (T_{sk} - T_a) \quad [W \cdot m^{-2}] \quad (19)$$

$$h_{c,mix} = \sqrt{a_{nat} \cdot \sqrt{T_{sk} - T_a} + a_{frc} \cdot v_{a,eff} + a_{mix}} \quad [W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}] \quad (20)$$

$T_{sk} [K]$ teplota povrchu kůže, $T_a [K]$ teplota okolního vzduchu, $a_{nat} [-]$ koeficient vyjadřující přirozenou konvekci pro danou část člověka, $a_{frc} [-]$ koeficient pro nucenou konvekci, $a_{mix} [-]$ koeficient pro smíšenou konvekci, $v_{a,eff} [m \cdot s^{-1}]$ efektivní rychlost vzduchu, která závisí na rychlosti pohybu osoby, ale také na rychlosti proudění vzduchu v prostoru. Velikost efektivní rychlosti vzduchu v tepelně neutrálních podmínkách je součástí tabulky 6. Hodnoty koeficientů pro určení součinitele přestupu tepla pro jednotlivé části těla jsou uvedeny v tabulce 10 [2].

Část těla	$a_{nat}[-]$	$a_{frc}[-]$	$a_{mix}[-]$
Hlava	3,0	113	-5,7
Obličej	3,0	113	-5,7
Krk	1,6	130	-6,5
Ramena	5,9	216	-10,8
Paže	8,3	216	-10,8
Ruce	8,3	216	-10,8
Hrudník	0,5	180	-7,4
Břicho	1,2	180	-9,0
Nohy	5,3	220	-11,0
Chodidla	6,8	210	-10,5

Tabulka 10: Koeficienty pro výpočet součinitele přestupu tepla, převzato z [2]

Sdílení tepla radiací

Fialův model uvažuje se dvěma základními zdroji radiace. Krátkovlnná, která je charakteristická vysokoteplotními zdroji např. ohniště, souvisí především s přijímáním tepla od okolí. Zatímco dlouhovlnná radiace, která probíhá i při normální lidské teplotě kůže způsobuje uvolňování tepla do okolí [2]. Hustotu tepelného toku uvolněného do okolí lze za pomoci dlouhovlnné radiace určit ze vztahu (21),

$$q_r = \sigma \cdot \varepsilon_{sf} \cdot \varepsilon_{env} \cdot \psi \cdot (T_{sk}^4 - T_a^4) = h_r \cdot (T_{sk} - T_a) \quad [W \cdot m^{-2}] \quad (21)$$

kde $T_a [K]$ je teplota okolního vzduchu, $T_{sk} [K]$ je teplota povrchu kůže, $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} W \cdot m^{-2} \cdot K^{-4}$ Stefan-Boltzmannova konstanta, $\varepsilon_{sf} [-]$ emisivita povrchu

dané části těla, ε_{env} [-] emisivita okolí, pro uzavřené prostory platí, že $\varepsilon_{env} = 0,93$, ψ [-] koeficient zohledňující jednotlivé části těla v závislosti jestli se jedná o člověka vestoje nebo v sedě. Číselná hodnota koeficientů je uvedena v tabulce 11. Podobně jako v případě konvekce lze i u radiace upravit vztah tak, aby odpovídal součiniteli přestupu tepla h_r .

$$h_r = \sigma \cdot \varepsilon_{sf} \cdot \varepsilon_{env} \cdot \psi \cdot \frac{(T_{sk}^4 - T_a^4)}{(T_{sk} - T_a)} \quad [W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}] \quad (22)$$

Část těla	Směr	ε_{sf} [-]	ψ [-] vestoje	ψ [-] v sedě
Hlava	Čelo	0,99	1,00	1,00
	Ostatní	0,80	0,90	0,90
Obličej	Celý obličej	0,99	0,90	0,90
Krk	Zepředu	0,99	0,70	0,70
	Zezadu	0,99	0,75	0,75
Ramena	Celá ramena	0,99	0,90	0,90
Paže	Přední	0,99	0,80	0,90
	Zadní	0,99	0,85	0,75
	Dolní	0,99	0,20	0,10
Ruce	Ostatní	0,99	0,80	0,80
	Dlaň	0,99	0,20	0,10
Hrudník	Přední	0,99	0,95	0,95
	Zadní	0,99	0,90	0,80
	Boční	0,99	0,10	0,05
Břicho	Přední	0,99	0,95	0,95
	Zadní	0,99	0,90	0,80
	Boční	0,99	0,30	0,20
Nohy	Přední	0,99	0,90	0,95
	Zadní	0,99	0,90	0,85
	Boční	0,99	0,65	0,10
Chodidla	Nárt	0,99	0,90	0,90
	Chodidlo	0,99	1,00	1,00

Tabulka 11: Koeficienty pro sdílení tepla radiací, převzato z [2]

Sdílení tepla odpařováním

Fialova metoda určení sdíleného tepla odpařováním je založena na výpočtu parciálního tlaku sytých par ve svrchní vrstvě kůže [2, 6]. Z povrchové teploty kůže T_{sk} lze určit

parciální tlak sytých par ve svrchní vrstvě kůže p'_{sk} , vztah (23) [2].

$$p'_{sk} = 100 \cdot \exp(18,965 - \frac{4030}{T_{sk} - 38,15}) \quad [Pa] \quad (23)$$

Dle vztahu 24 lze určit velikost hustoty tepelného toku vypařováním [2, 6].

$$q_e = U_{E,cl} \cdot (p_{sk} - p_a) = \lambda_{H_2O} \cdot \frac{dm_{sw}}{A_{sk} \cdot dt} + \frac{p'_{sk} - p_{sk}}{R_{E,sk}} \quad [W \cdot m^{-2}] \quad (24)$$

Ve vztahu (24) se nachází: $U_{E,cl}$ [$W \cdot m^{-2} \cdot Pa^{-1}$] součinitel přestupu tepla pro latentní teplo, p_{sk} [Pa] parciální tlak vodních par na povrchu kůže, p_a [Pa] parciální tlak vodních par okolního vzduchu, který je možno dále určit ze vztahu 26, λ_{H_2O} [$J \cdot kg^{-1}$] měrné skupenské teplo varu vody, dle [2] platí, že $\lambda_{H_2O} = 2257000 J \cdot kg^{-1}$, A_{sk} [m^2] plocha ze které dochází k odpařování, $R_{E,sk}$ [$W^{-1} \cdot m^2 \cdot Pa$] odpor kůže proti průchodu vodní páry, který je roven hodnotě $\frac{1}{0,003} W \cdot m^{-2} \cdot Pa^{-1}$, p'_{sk} [Pa] parciální tlak sytých par ve svrchní vrstvě kůže, člen $\frac{dm_{sw}}{dt}$ [$kg \cdot s^{-1}$] vyjadřuje lokální produkci potu. Jelikož samotná produkce souvisí je řízena aktivním systémem, lze lokální produkci potu určit za pomoci vztahů (41) a (42). Produkce potu při tepelně neutrálních podmínkách je rovna nule [6, 2].

Úpravou rovnice (24) získáme vztah pro určení neznámého parciálního tlaku vodních par na povrchu kůže.

$$p_{sk} = \left(\lambda_{H_2O} \cdot \frac{dm_{sw}}{A_{sk} \cdot dt} + \frac{p'_{sk}}{R_{E,sk}} + U_{E,cl} \cdot p_a \right) \cdot \left(\frac{1}{U_{E,cl} + \frac{1}{R_{E,sk}}} \right) \quad [Pa] \quad (25)$$

$$p_a = \phi \cdot 610,78 \exp \left(17,27 \cdot \frac{T_a - 273,15}{T_a - 35,85} \right) \quad [Pa] \quad (26)$$

Ve vztahu (26) představuje ϕ [–] relativní vlhkost vzduchu a T_a [K] je teplota okolního vzduchu. Finální vztah pro výpočet tepelného toku sdíleného vypařováním vypadá takto [6]:

$$q_e = U_{E,cl} \cdot (p_{sk} - p_a) \quad [W \cdot m^{-2}] \quad (27)$$

Sdílení tepla dýcháním

Fiala ve svém modelu uvažuje také se ztrátou tepla za pomoci dýchání, které je rozděleno na dvě základní složky: latentní a citelnou ztrátu. K tomuto dochází pouze u vybraných částech těla, která přímo souvisí s dýcháním. Podle [2] jsou tyto části následující:

- plíce,
- svaly na krku,
- svaly na obličeji.

Latentní ztrátu E_{rsp} je možno určit z následujícího vztahu:

$$E_{rsp} = 4,373 \cdot \int (q_m dV) \cdot (0,028 - 6,5 \cdot 10^{-5} \cdot (T_a - 273,15) - 4,91 \cdot 10^{-6} \cdot p_a) \quad [W] \quad (28)$$

kde $q_m [W \cdot m^{-3}]$ je celková metabolická produkce tepelného výkonu, $T_a [K]$ je teplota okolí a $p_a [Pa]$ parciální tlak vodních par okolního vzduchu.

Citelnou ztrátu dýcháním C_{rsp} lze určit z podobného vztahu (29).

$$C_{rsp} = 1,948 \cdot 10^{-3} \cdot \int (q_m dV) \cdot (32,6 - 0,066 \cdot (T_a - 273,15) - 1,96 \cdot 10^{-4} \cdot p_a) \quad [W] \quad (29)$$

V [2] je celkové sdílené teplo dýcháním dáno pouhým součtem rovnic (28) a (29). Tato ztráta se rozdělí mezi příslušné části podle koeficientu, který je uveden v tabulce 12.

Část těla	$a_{rsp} [-]$
Plíce	0,3
Svaly na krku	0,25
Svaly na obličeji	0,45

Tabulka 12: Poměr rozdělení ztrát dýcháním, převzato z [2]

Finální vztah pro aplikaci tepelné ztráty dýcháním na krku a obličeji je dán vztahem (30). Jedná se vlastně o odečtení příslušného tepelného výkonu pro danou část těla. Pro plíce nebude ve vztahu figurovat generace tepla fyzickou činností a svalovým třesem, protože generování tohoto tepla probíhá pouze ve svaích [2].

$$q_m = q_{m,bas,0} + q_{m,bas,0} \cdot \left[2^{\frac{T-T_0}{10}} - 1 \right] + q_{m,sh} + q_{m,w} - \frac{\partial [a_{rsp} \cdot (E_{rsp} + C_{rsp})]}{\partial V} \quad [W \cdot m^{-3}] \quad (30)$$

Izolace těla oblečením

Oblečení hraje důležitou roli z hlediska lidské termoregulace. Fiala ve svém modelu umožňuje na každou část těla předepsat oděv s různými vlastnostmi. Jednou ze zá-

kladních veličin je plošný faktor oděvu, který je v [8] definován takto:

$$f_0 = \frac{A_o}{A_n} \quad [-] \quad (31)$$

kde $A_o [m^2]$ je plocha oblečené části těla a $A_n [m^2]$ je plocha neoblečené části těla. Ze vztahu (31) je patrné, že plošný faktor oděvu f_0 je vždy ≥ 1 , rovnost nastává pouze v případě, kdy je daná část neoblečená.

Ze známého tepelného odporu oděvu I_{cl} lze podle [2] určit efektivní součinitel přestupu tepla U_{cl} , který je dále závislý na součiniteli přestupu tepla smíšenou konvekcí $h_{c,mix}$, součiniteli radiace h_r a na plošném faktoru oděvu f_0 . Ve vztahu (32) je možno za pomoci sumace sčítat několik vrstev oblečení s různým tepelným odporem.

$$U_{cl} = \frac{1}{\sum(I_{cl})_i + \frac{1}{f_0 \cdot (h_{c,mix} + h_r)}} \quad [W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}] \quad (32)$$

V tabulce 13 je uveden tepelný odpor běžných kombinací oděvů, odpory jednotlivých částí oblečení jsou uvedeny například v [4].

Druh oděvu	$I_{cl} [m^2 \cdot K \cdot W^{-1}]$
Kalhotky, tričko, lehké ponožky, sandály	0,050
Spodky, košile, lehčí kalhoty, boty	0,095
Spodní prádlo, košile, kalhoty, ponožky, boty	0,110
Spodní prádlo, košile, kalhoty, sako, ponožky, boty	0,155

Tabulka 13: Tepelný odpor běžného oblečení, převzato z [4]

Efektivní součinitel přestupu tepla v sobě zahrnuje vliv konvekce i radiace. Díky tomu lze obě ztráty tepla do okolí i s vlivem oblečení sloučit do jediného vztahu (33).

$$q_c + q_r = U_{cl} \cdot (T_{sk} - T_a) = \frac{1}{\sum(I_{cl})_i + \frac{1}{f_0 \cdot (h_{c,mix} + h_r)}} \cdot (T_{sk} - T_a) \quad [W \cdot m^{-2}] \quad (33)$$

Oděv také ovlivňuje sdílení tepla za pomoci odpařování. Ve vztahu (24) se vyskytuje součinitel přestupu tepla pro latentní teplo $U_{E,cl}$, který se podle [2] vypočte takto:

$$U_{E,cl} = \frac{L_a}{\sum \left(\frac{I_{cl}}{i_{cl}} \right)_i + \frac{1}{f_0 \cdot h_{c,mix}}} \quad [W \cdot m^{-2} \cdot Pa^{-1}] \quad (34)$$

kde $L_a = 0,0165 K \cdot Pa^{-1}$ je Lewisova konstanta vzduchu [8], $i_{cl} [-]$ index propustnosti vodní páry oděvu. Hodnoty indexu propustnosti vodní páry jsou spolu s tepelným

odporem oděvu uvedeny v [8].

3.2 Aktivní systém

Aktivní systém Fialova modelu je tvořen čtyřmi základními mechanismy, které slouží k navození stejného teplotního stavu jako v tepelně neutrálních podmínkách. Tyto mechanismy jsou:

- vasodilatace (zvětšování průřezu cév),
- vasokontrikce (zmenšování průřezu cév),
- svalový třes,
- pocení.

Průtok krve tkáněmi je charakteristický značnou variabilitou od úplného potlačení v chladném prostředí ke kterému dochází v končetinách až po jedenáctinásobek bazální hodnoty. V chladném prostředí dochází k vasokontrikci, čili je snižován průtok krve a zároveň je doprovázena svalovým třesem díky němuž lze pětinašobně zvýšit produkci tepelného výkonu vůči hodnotě bazálního metabolismu. Naopak v teplém prostředí dochází k vasodilataci, která je doprovázena produkcí potu. Díky produkovanému potu lze zvýšit odváděný tepelný výkon až sedminásobně oproti bazálnímu metabolickému tepelnému výkonu [2].

Jednotlivé mechanismy aktivního systému byly popsány lineárními rovnicemi jak je uvedeno v [2]. Výsledné vztahy popisující aktivní systém byly určeny z experimentálně naměřených dat. Všechny čtyři mechanismy aktivního systému jsou řízeny odchylkami střední teploty kůže $\Delta T_{sk,m}$, odchylkou teploty hypothalamu ΔT_{hy} a rychlostí změny střední teploty kůže $\frac{dT_{sk,m}}{dt}$ [$K \cdot s^{-1}$].

Odchylka střední teploty kůže $\Delta T_{sk,m}$ se vypočte dle vztahu (35). Ve vztahu (35) znamená $T_{sk,m}$ [K] aktuální střední teplotu kůže a $T_{sk,m0}$ [K] je střední teplota kůže člověka v tepelně neutrálních podmínkách.

$$\Delta T_{sk,m} = T_{sk,m} - T_{sk,m0} \quad (35)$$

Vlastní střední teplotu kůže lze vypočíst ze vztahu (36), index i v této rovnici označuje jednotlivé části těla (hlava, krk, ramena, atd.) a index j označuje jednotlivé segmenty, neboli výseče jednotlivých povrchů. $a_{sk,i}$ [–] je koeficient zohledňující jednotlivé části těla. Hodnoty tohoto koeficientu jsou uvedeny v souhrnné tabulce 14. $T_{sk,ij}$ [K] představuje teplotu kůže dané výseče. $A_{sk,ij}$ [m^2] je plocha dané výseče a $A_{sk,i}$ [m^2] je plocha celého pláště válce popřípadě koule.

Pro zjednodušení výpočtu střední teploty kůže lze použít vztah (37), díky kterému lze z příslušné části těla určit pouze průměrnou teplotu a tu poté vynásobit příslušným

koeficientem [2, 6].

$$T_{sk,m} = \sum (a_{sk,i} \sum \frac{A_{sk,ij}}{A_{sk,i}} T_{sk,ij}) \quad (36)$$

$$T_{sk,m} = \sum (a_{sk,i} \cdot T_{sk,i}) \quad (37)$$

Za pomoci podobného vztahu určíme odchylku teploty hypothalamu, viz (38). V tomto případě se jedná pouze o jedinou hodnotu teploty, proto není nutný další vztah pro její určení [2].

$$\Delta T_{hy} = T_{hy} - T_{hy,0} \quad (38)$$

3.2.1 Svalový třes

Tepelný výkon produkovaný svalovým třesem lze určit za pomoci vztahů (39,40).

$$Sh = 10 \cdot [\tanh(0,51 \cdot \Delta T_{sk,m} + 4,19) - 1] \cdot \Delta T_{sk,m} - 27,5 \cdot \Delta T_{hy} - 28,2 + 1,9 \cdot \Delta T_{sk,m} \cdot \frac{dT_{sk,m}}{dt} \quad [W] \quad (39)$$

$$q_{m,sh} = a_{sh} \cdot \frac{Sh}{V_{musc.}} \quad [W \cdot m^{-3}] \quad (40)$$

Koeficient $a_{sh} [-]$ určuje rozdělení celkového tepelného výkonu do jednotlivých částí těla, jednotlivé hodnoty opět uvedeny v tabulce 14. $V_{musc.} [m^3]$ je objem příslušné části svalů. Produkce tepelného výkonu svalovým třesem je omezena na maximální hodnotu 350 W. Jelikož $q_{m,sh}$ vystupuje ve vztahu (6), což je vztah představující přídavný metabolický tepelný výkon. Přídavný metabolický tepelný výkon se dále vyskytuje také ve vztahu (15), čili dochází ke změně energetického ekvivalentu perfuze i za pomoci svalového třesu [2].

3.2.2 Pocení

Podobně jako v případě pro svalový třes ovlivňuje generaci potu odchylka střední teploty kůže a odchylka teploty hypothalamu.

$$SW = [0,65 \cdot \tanh(0,82 \cdot \Delta T_{sk,m} - 0,47) + 1,15] \cdot \Delta T_{sk,m} + [5,6 \cdot \tanh(3,14 \cdot \Delta T_{hy} - 1,83) + 6,4] \cdot \Delta T_{hy} \quad [g \cdot min^{-1}] \quad (41)$$

Ze vztahu (41) je možno určit celkovou produkci potu v g/min. Maximální hodnota produkce potu je Fialovým modelem omezena na 30 g/min. Díky tomu je omezen maximální tepelný výkon odváděný pocením na 350 W [2]. Výslednou hodnotu ze vztahu (41) lze použít k výpočtu lokální produkce potu na části povrchu kůže dle

vztahu:

$$\frac{dm_{sw}}{dt} = a_{sw} \cdot \frac{SW}{60000} \cdot 2 \frac{T_{sk} - T_{sk,0}}{10} \quad [kg \cdot s^{-1}] \quad (42)$$

kde $a_{sw} [-]$ je koeficient rozdělující celkové množství produkovaného potu mezi jednotlivé části těla, viz tabulka 14. $T_{sk} [K]$ je teplota povrchu kůže a $T_{sk,0} [K]$ je teplota povrchu kůže v tepelně neutrálních podmínkách. Lokální produkce potu se vyskytuje ve vztahu (25), který slouží k určení parciálního tlaku vodních par na povrchu kůže, z něhož lze dále určit tepelný tok odváděný odpařováním [2, 6].

3.2.3 Vasodilatace a vasokontrikce

Podobně jako pocení je vasodilatace ovlivněna v teplém prostředí zejména střední teplotou kůže. Při vysoké úrovni fyzické aktivity je naopak ovlivněna teplotou hypothalamu. Vasodilatace se uplatňuje pouze v případě pokud je $\Delta T_{sk,m}$ kladná. Pokud je $\Delta T_{sk,m}$ záporné nastává opačný jev tedy vasokontrikce. Vasodilatace je dána vztahem (43).

$$Dl = 16 \cdot [\tanh(1,92 \cdot \Delta T_{sk,m} - 2,53) + 1] \cdot \Delta T_{sk,m} + 30 [\tanh(3,51 \cdot \Delta T_{hy} - 1,48) + 1] \cdot \Delta T_{hy} \quad [W \cdot K^{-1}] \quad (43)$$

Pro vasokontrikci platí obdobný vztah (44).

$$Cs = 35 \cdot [\tanh(0,29 \cdot \Delta T_{sk,m} 1,11) - 1] \cdot \Delta T_{sk,m} - 7,7 \cdot \Delta T_{hy} + 3 \cdot \Delta T_{sk,m} \cdot \frac{dT_{sk,m}}{dt} \quad [-] \quad (44)$$

Nutno podotknout, že ke změně průtoku krve vasodilatací a vasokontrikcí dochází pouze u kůže. Ostatní tkáně nejsou nijak ovlivňovány. Energetický ekvivalent průtoku krve kůží γ je dán vztahem (45) [2, 6].

$$\gamma = \frac{\gamma_0 + a_{Dl} \cdot Dl}{1 + a_{Cs} \cdot Cs \cdot \exp(-\frac{Dl}{50})} \cdot 2 \frac{T_{sk} - T_{sk,0}}{10} \quad [W \cdot K^{-1}] \quad (45)$$

kde $\gamma_0 [W \cdot K^{-1}]$ je bazální hodnota energetického ekvivalentu průtoku krve kůží a určí se díky vztahu (46), $a_{Dl} [-]$ a $a_{Cs} [-]$ jsou koeficienty rozdělující vasodilataci a vasokontrikci mezi jednotlivé části těla, viz tabulka 14.

$$\gamma_{i,0} = \rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot w_{bl,0} \cdot V_{skin} \quad [W \cdot K^{-1}] \quad (46)$$

Z hodnoty energetického ekvivalentu průtoku krve kůží γ lze pouhým dělením

příslušným objemem části kůže získat energetický ekvivalent β_{bl} .

$$\beta_{bl} = \frac{\gamma}{V_{skin}} = \frac{\gamma_{i,0} + a_{Dl,i} \cdot Dl}{V_{skin} \cdot \left[1 + a_{Cs,i} \cdot Cs \cdot \exp\left(-\frac{Dl}{50}\right) \right]} \cdot 2 \frac{T_{sk} - T_{sk,0}}{10} [W \cdot m^{-3} \cdot K^{-1}] \quad (47)$$

Dále dosazením vztahů (46) a (14) do (47) lze určit velikost perfuze krve w_{bl} .

$$w_{bl} = \frac{\rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot w_{bl,0} \cdot V_{skin} + a_{Dl,i} \cdot Dl}{V_{skin} \cdot \rho_{bl} \cdot c_{bl} \cdot \left(1 + a_{Cs,i} \cdot Cs \cdot \exp\left(-\frac{Dl}{50}\right) \right)} \cdot 2 \frac{T_{sk} - T_{sk,0}}{10} [m^{-3} \cdot s^{-1} \cdot m^{-3}] \quad (48)$$

Část těla	$a_{sk} [-]$	$a_{sh} [-]$	$a_{sw} [-]$	$a_{Cs} [-]$	$a_{Dl} [-]$
Hlava	0,0835	0	0,0950	0,0300	0,0550
Obličej	0,0418	0,0020	0,0540	0,0330	0,0460
Krk	0,0417	0,0020	0,0420	0,0250	0,0310
Ramena	0,0300	0,0002	0,0370	0,0100	0,0200
Paže	0,1800	0,0400	0,1330	0,1945	0,0950
Ruce	0,0900	0,0020	0,0490	0,1100	0,1210
Hrudník	0,1290	0,6305	0,1010	0,0005	0,1410
Břicho	0,1210	0,2400	0,1810	0,0205	0,1610
Nohy	0,2080	0,0813	0,2610	0,2000	0,2300
Chodidla	0,0750	0,0020	0,0470	0,3765	0,1000

Tabulka 14: Jednotlivé koeficienty aktivního systému, převzato z [2]

4 Tepelný komfort člověka

Pojem tepelný komfort je mnoha autory odlišně definován. Např. podle Hensena je definován jako stav kdy nedochází k tvorbě k impulsů vedoucí ke změně stavu prostředí vlastním zásahem osoby. Dle ASHRAE (American Society of Heating, Refrigerating and Air-Conditioning Engineers) je tepelný komfort stavem mysli, který vyjadřuje spokojenost člověka s tepelným prostředím. Během experimentů bylo potvrzeno to, že osoby umístěné v prostorech se stejnými klimatickými podmínkami, vydávají velmi odlišné názory na tepelný komfort díky způsobu jakým lidé vnímají své okolní prostředí.

Proto je nutno rozlišovat mezi tepelným pocitem a tepelným komfortem. Tepelný pocit je čistě subjektivní veličinou zatímco tepelný komfort je objektivní veličinou [9]. Tepelný komfort člověka převážně závisí na tepelné rovnováze člověka jako celku [4].

Macpherson definoval v roce 1962 šest základní měřitelných parametrů ovlivňujících tepelný komfort, které zároveň definují tepelně neutrální prostředí:

- Teplota vzduchu,
- rychlost proudění vzduchu,
- střední radiační teplota,
- tepelný odpor oděvu,
- vlhkost vzduchu,
- úroveň fyzické aktivity.

Se vzrůstajícími požadavky na vytvoření zdravého produktivního pracoviště a snižování energetické nenáročnosti budov byly vytvořeny normy definující vhodné teplotní rozsahy uspokojující nejméně 80% osob v daném prostoru [9]. Jednou z nejpoužívanějších norem pro určení tepelného komfortu je ČSN ISO 7730 [1].

4.1 Norma ČSN ISO 7730

Tato norma slouží k určení tepelného komfortu vnitřního prostředí budov. Norma plně přebírá pro výpočet tepelného komfortu Fangerův model. Výpočet je tedy založen na určení středního tepelného pocitu PMV, který je uveden v kapitole Fangerův model, viz vztah (2). Pro orientační určení tepelného komfortu byla vytvořena ASHRAE stupnice vycházející ze středního tepelného pocitu, viz tabulka 15.

PMV, TK [-]	Tepelný komfort
-3	zima
-2	chladno
-1	mírně chladno
0	neutrální
1	mírně teplo
2	teplo
3	horko

Tabulka 15: ASHRAE stupnice

Ze středního tepelného pocitu PMV se dále určí podíl nespokojených osob. Pro ideální podmínky mikroklimatu platí, že $PMV = 0$. Této hodnotě PMV odpovídá 5% nespokojených osob [1]. Pro přijatelný tepelný komfort se hodnota středního tepelného pocitu pohybuje v rozmezí od -0,5 do 0,5. Toto odpovídá maximálně 10% nespokojených osob. Tento způsob výpočtu lze podle [4] použít pouze pro určité rozmezí měřitelných parametrů, uvedených v tabulce 16.

	Dolní mez	Horní mez
PMV [–]	-2	+2
Teplota vzduchu [$^{\circ}C$]	10	30
Stření radiační teplota [$^{\circ}C$]	10	40
Vlhkost vzduchu [%]	0	65
Rychlost proudění vzduchu [$m \cdot s^{-1}$]	0	1
Úroveň fyzické aktivity [<i>met</i>]	0,8	4
Tepelný odpor oděvu [<i>clo</i>]	0	2

Tabulka 16: Použitelnost normy ČSN ISO 7730 pro vyhodnocení tepelného komfortu

Výhodu této normy je jednoduché použití, které vychází z měřitelných parametrů uvnitř budov. Vyhodnocení tepelného komfortu lze provádět pouze pro stacionární podmínky prostředí [1].

4.2 Vyhodnocení tepelného komfortu Fialova modelu

Podobně jako při vyhodnocení tepelného komfortu za pomoci normy ČSN ISO 7730 lze z Fialova termofyziologického modelu určit pouze tepelný komfort člověka jako celku. Nelze určit lokální diskomfort, který je způsoben tím, že je jistá část těla vystavena odlišným teplotním podmínkám. Fialův model sice umožňuje vystavit určité části těla různým teplotním podmínkám, např. sálání. Bohužel neuvažuje s vlivem těchto podmínek při samotném vyhodnocení tepelného komfortu [2, 6].

Podobně jako v případě aktivní systému vychází Fiala při určení tepelného komfortu z experimentálně zjištěných dat. Jeho cílem bylo vytvořit model, který bude vykazovat dobrou shodu s experimentálními daty pro různé vnitřní klimatické podmínky. Pro stacionární podmínky prostředí lze při vyhodnocování tepelného komfortu Fialova modelu zanedbat vliv časové složky. Poté lze určit tepelný komfort ze vztahu (49).

$$TK = 3 \cdot \tanh(f_{sk} + \Phi) \quad [-] \quad (49)$$

Člen f_{sk} vyjadřuje závislost tepelného komfortu na odchylce střední teploty kůže. Pro kladnou hodnotu odchylky střední teploty kůže platí vztah (50), pro zápornou hodnotu vztah (51) [2, 6].

$$f_{sk} = 1,026 \cdot \Delta T_{sk,m}; \quad \Delta T_{sk,m} > 0 \quad [-] \quad (50)$$

$$f_{sk} = 0,298 \cdot \Delta T_{sk,m}; \quad \Delta T_{sk,m} < 0 \quad [-] \quad (51)$$

Člen Φ v rovnici (49) popisuje vliv teploty jádra za pomoci odchylky teploty hy-

pothalamu a odchylky střední teploty kůže. Lze jej určit takto:

$$\Phi = 6,662 \cdot \exp\left(\frac{-0,565}{\Delta T_{hy}}\right) \cdot \exp\left(\frac{-7,634}{5 - \Delta T_{sk,m}}\right) \quad (52)$$

Jelikož se odchylka teploty hypothalamu a odchylka střední teploty kůže nachází ve jmenovateli zlomku, platí pro člen Φ následující podmínka: $\Phi = 0$ pro $\Delta T_{hy} \leq 0 K$ nebo $\Delta T_{sk,m} \geq 5 K$ [2].

Pro výpočet předpokládaných nespokojených osob využívá Fialův model podobnou formulaci jako Fangerův model, který spočívá v záměně středního tepelného pocitu PMW za Fialův tepelný komfort TK.

$$PPD = 100 - 95 \exp(-0,03353 \cdot TK^4 - 0,2179TK^2) \quad [\%] \quad (53)$$

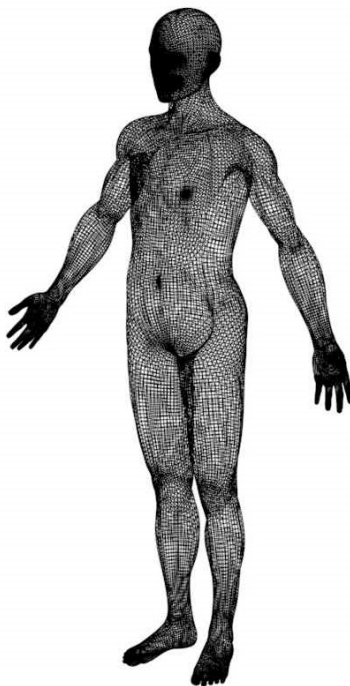
5 Vytvoření MKP modelu

5.1 Vytvoření reálné geometrie člověka

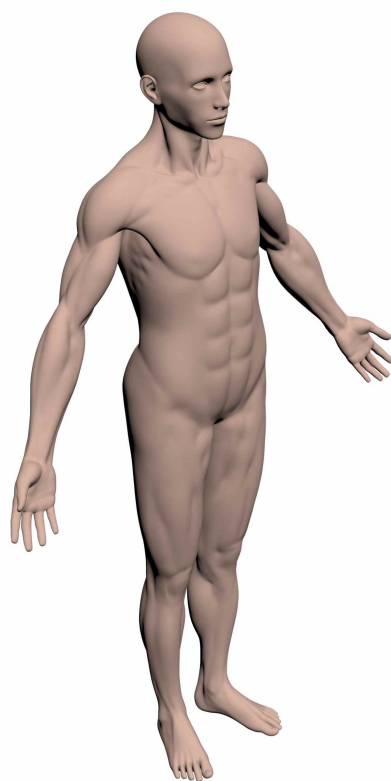
Prvním úkolem bylo vytvořit reálnou geometrii člověka, která by byla vhodná pro síťování metodou konečných prvků. Jednou ze základních podmínek geometrie byla taková, aby se jednalo o objemový model člověka. Nejjednodušší variantou bylo na webu najít již vytvořený model člověka, který by splňoval požadavky pro aplikaci Fialova modelu, čili:

- rozdělení na jednotlivé vrstvy člověka (kůže, tuk, svaly, kosti a vnitřní orgány),
- volně dostupný, nepodléhající žádné licenci,
- přijatelná shoda s reálným tvarem člověkem,
- 3D objemové těleso.

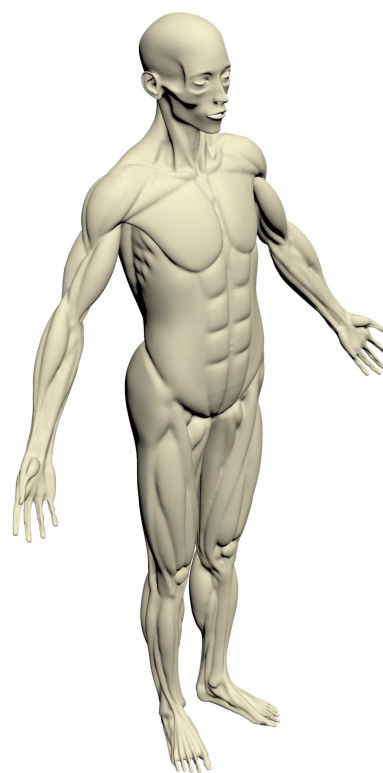
Po prohledávání webu byl nakonec nalezen model lidské anatomie splňující první 3 ze 4 podmínek. Jednalo se o model dostupný z webové stránky TurboSquid [3]. Součástí toho modelu bylo rozdělení na jednotlivé vrstvy (kůže, tuk, svaly, kosti), neobsahoval pouze vnitřní orgány. Na obrázku 5 je zobrazena vizualizace geometrie přímo ze stránky TurboSquid. Na dalším obrázku 6 jsou zobrazeny jednotlivě všechny čtyři vrstvy. Dostupný model byl vytvořen ve formátu .FBX, který bylo možné otevřít v softwaru Autodesk 3ds Max. V tomto softwaru byly jednotlivé vrstvy odseparovány a jednotlivě uloženy ve formátu STL.



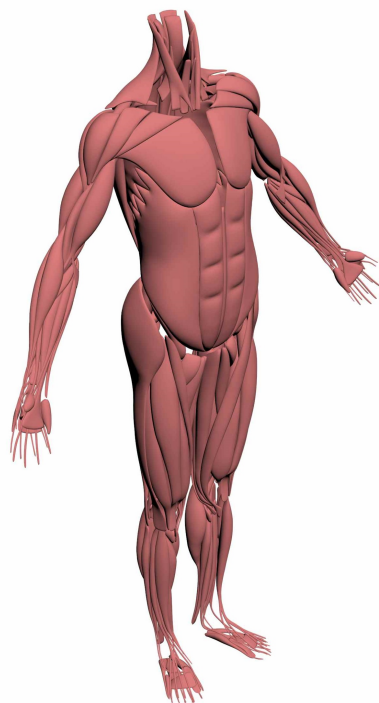
Obrázek 5: Ukázka povrchové sítě nalezeného modelu [3]



(a)



(b)



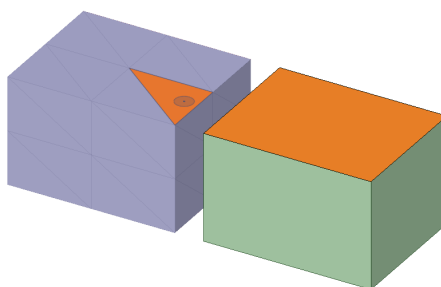
(c)



(d)

Obrázek 6: Jednotlivé vrstvy nalezeného modelu: a) kůže, b) tuk, c) svaly, d) kosti

Formát STL vychází z anglické zkratky Standard Triangle Language. STL formát popisuje pouze geometrii povrchu trojrozměrného objektu, za pomoci malých trojúhelníků [10]. Porovnání STL formátu a klasického CAD modelu je patrné z obr. 7. Jelikož geometrie v STL formátu není vhodná k síťování, bylo nutné ji převést na objemový model. K tomuto účelu byl využit již jiný software, konkrétně ANSYS Spaceclaim 19.2, který je součástí standardního balíku ANSYS 19.2. Jedná se o relativně nový program určený pro vlastní modelování, opravování chyb v modelu nebo pro rozdělení těles z hlediska síťování. Ve Spaceclaimu lze použít dvě metody pro převod STL formátu na objemové těleso.



Obrázek 7: Porovnání STL formátu a klasického CAD modelu

Přímý převod, pro který platí, že každý trojúhelník je nahrazen plochou s vlastním matematickým popisem. Tato metoda není vhodná jak z hlediska velikosti modelu, tak i z hlediska síťování, protože by došlo k vytvoření deseti tisíců ploch.

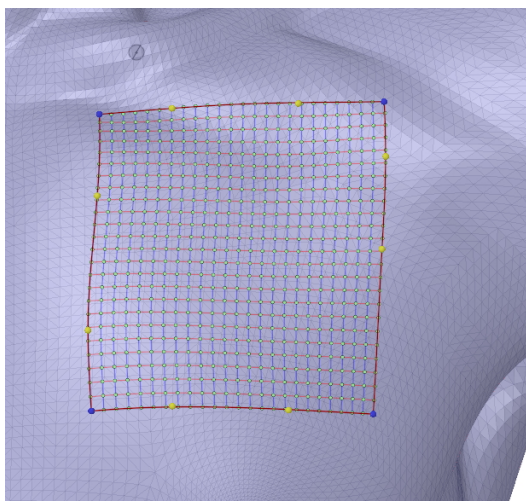
Další způsob je využití nástroje *povrchová vrstva*, který vybranou část STL modelu převede na NURBS plochu. NURBS plochy jsou běžně používány v počítačové grafice, protože umožňují reprezentaci geometricky složitých tvarů v kompaktní formě. Tvar NURBS plochy je dán za pomoci jejími kontrolními body.

Na obrázku 8 je zobrazeno použití povrchové vrstvy na malé části modelu člověka.

Postup vytváření geometrie

Celkový postup při vytváření jednotlivých vrstev člověka byl následující:

1. načtení příslušného STL modelu vrstvy do ANSYS Spaceclaim 19.2,
2. mírné zjednodušení STL modelu a vyhlazení,
3. jelikož dostupný model člověka byl symetrický bylo možné vytvořit pouze jeho polovinou,
4. za pomoci nástroje *povrchová vrstva* vytvořit na STL modelu NURBS plochy, které budou vzájemně pospojovány,
5. díky zrcadlení vytvořených ploch vznikne vyplněný objemový model vrstvy,
6. vzájemným odečtením jednotlivých vrstev vznikla finální geometrie.



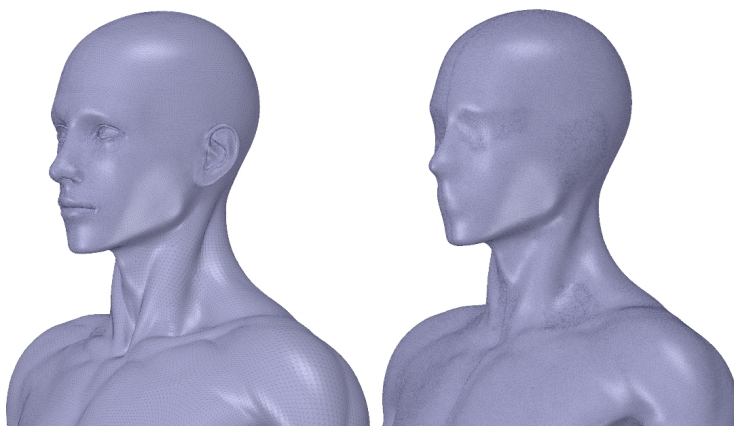
Obrázek 8: Ukázka povrchové vrstvy

5.1.1 Popis jednotlivých vrstev - kůže

Nejprve bylo nutné STL model kůže zjednodušit. Prsty na nohou byly pospojovány z důvodu jednoduššího vytvoření povrchové vrstvy. Ze stejného důvodu byly odstraněny uši, upraven nos, oči a rty. V modelu byly dále vyhlazeny ostřejší přechody. Tyto úpravy jsou patrné z obr. 9 a 10.



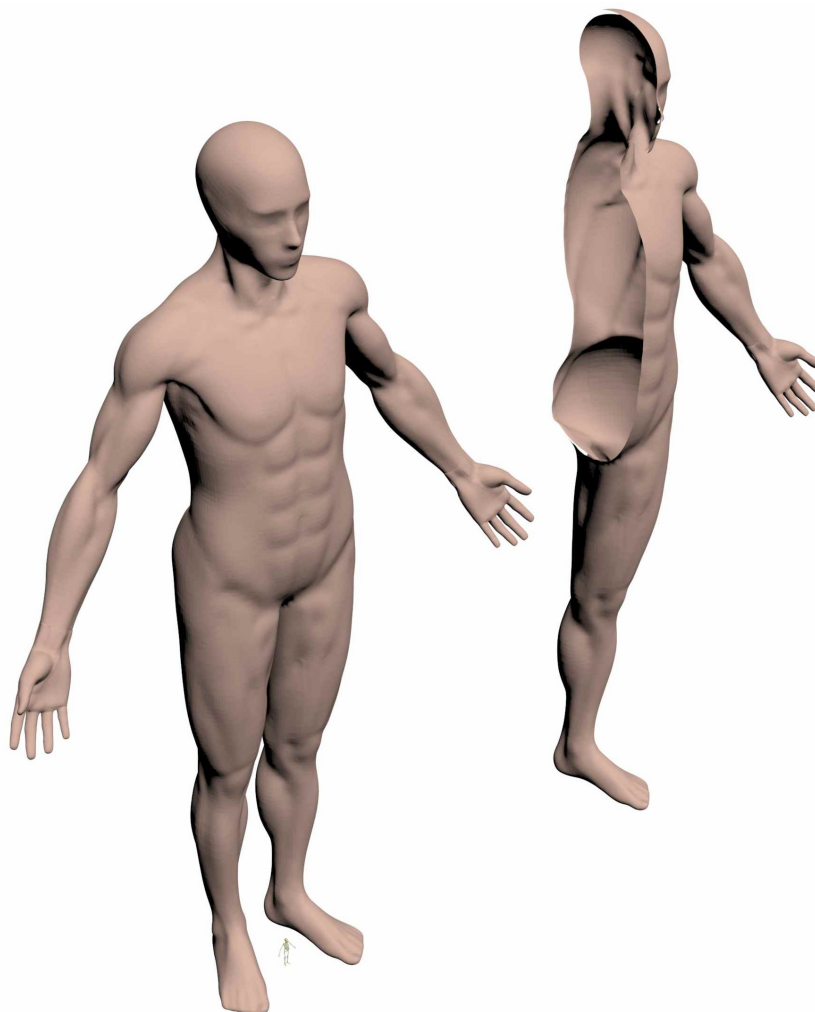
Obrázek 9: Úprava STL modelu v oblasti nohou



Obrázek 10: Úprava STL modelu v oblasti hlavy

V důsledku těchto úprav došlo ke snížení objemu STL vrstvy kůže o $15\,914\,mm^3$, což v procentuálním vyjádření činí snížení o 0,02%. Tudíž toto zjednodušení modelu

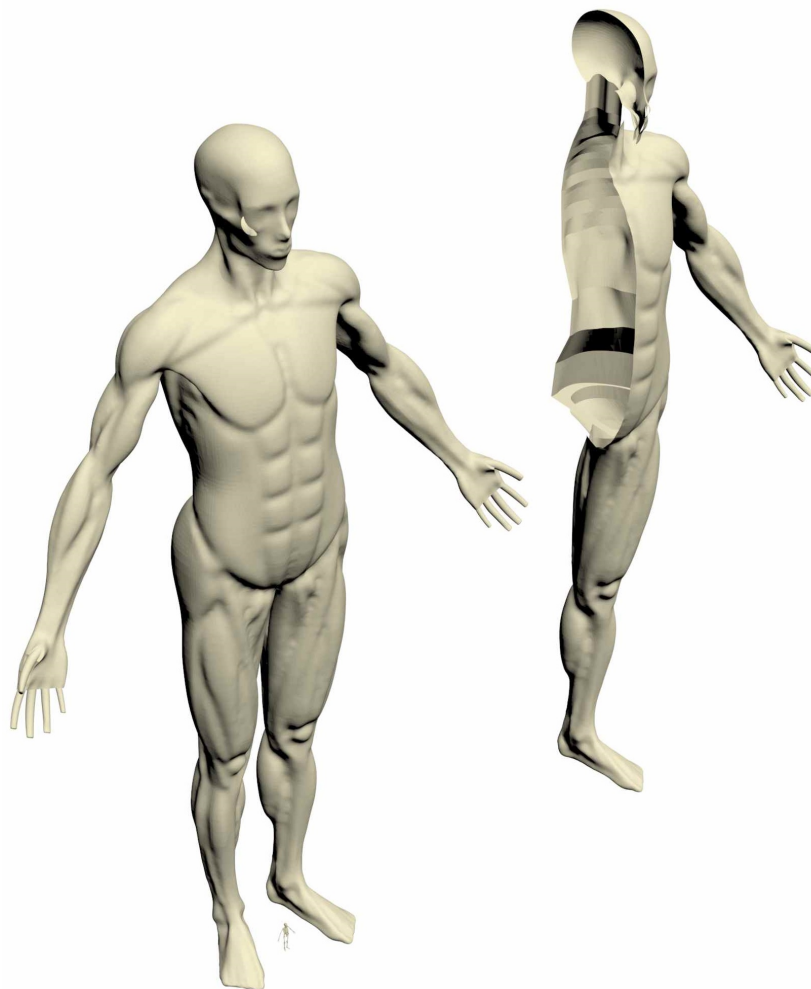
bylo akceptovatelné. Po vytvoření objemového modelu došlo k odečtení následující vrstvou tuku a tím byla vytvořena finální geometrie samostatné kůže, viz obr. 11. Celkový objem takto vytvořené kůže činil 10,28 l.



Obrázek 11: Vytvořený objemový model kůže

5.1.2 Popis jednotlivých vrstev - tuk

Podobně jako v případě kůže došlo i u tuku ke zjednodušení v oblasti nohou a obličeje. V důsledku těchto úprav opět došlo k zanedbatelnému nárůstu objemu o 0,08%. Na obrázku 12 je zobrazena již hotová geometrie tuku. Celkový objem finální vrstvy tuku byl 13,6 l.



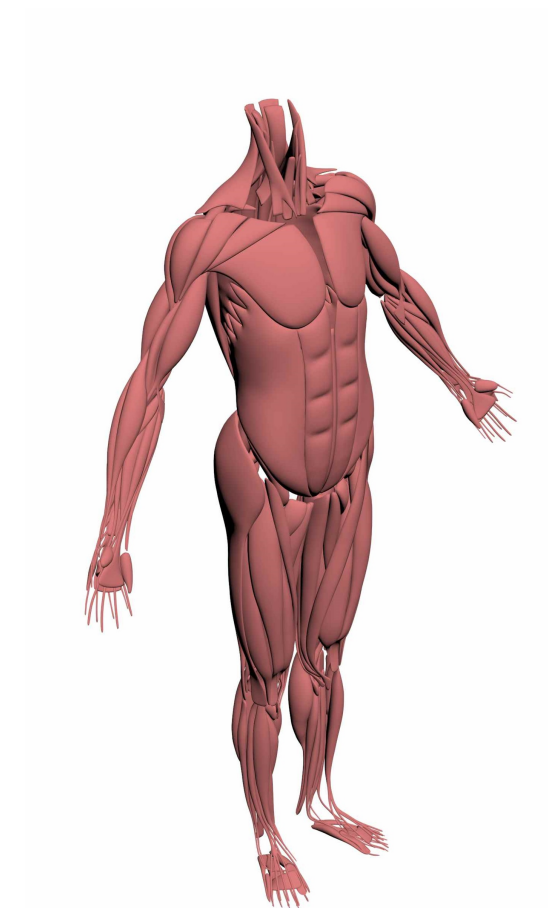
Obrázek 12: Vytvořený objemový model tuku

5.1.3 Popis jednotlivých vrstev - svaly

Jelikož svaly byly v dostupném STL modelu vymodelovány za pomoci jednotlivých svalů, viz obr. 13. Nebylo možné použít převádění STL modelu za pomoci *povrchové vrstvy*, které by bylo zdlouhavé a v určitých místech by vrstva svalů nebyla zcela vyplněná. Byly prováděny pokusy o vytvoření obálky, která by zachovala vnější tvar svalů, ale zevnitř by byla vyplněná. Tento postup však nebyl úspěšný.

Svaly byly nakonec vymodelovány za pomoci přechodu mezi dvěma plochami. Ve stejných vzdálenostech byly vytvořeny roviny a na těchto rovinách byl obkreslen tvar z STL modelu nejčastěji za pomoci křivky. STL model v tomto případě sloužil pouze jako určitá šablona pro vytváření svalů. Vytvořená geometrie svalů byla porovnávána s vrstvou tuku, tak aby v některém místě nevystupovaly svaly nad vnější povrch tuku. Postup je patrný z obrázků 14 a 15.

Touto metodikou byly vytvořeny svaly pro celý lidský model. Nevýhodou této metody byla velká objemová odchylka vůči původní STL geometrii, která činila nárůst o 12%. Na druhou stranu Fialův model byl stále o 4,1 l větší, což v procentuálním vyjád-

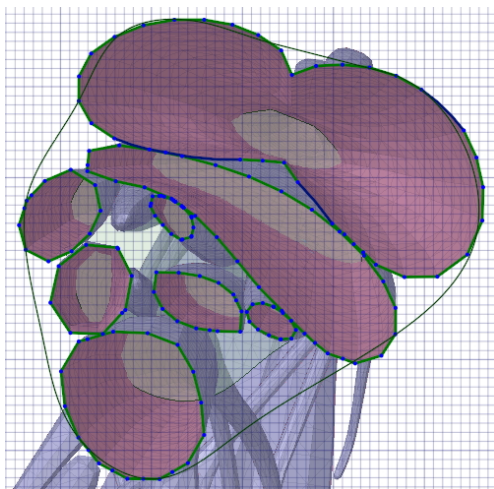


Obrázek 13: Ukázka svalů STL modelu

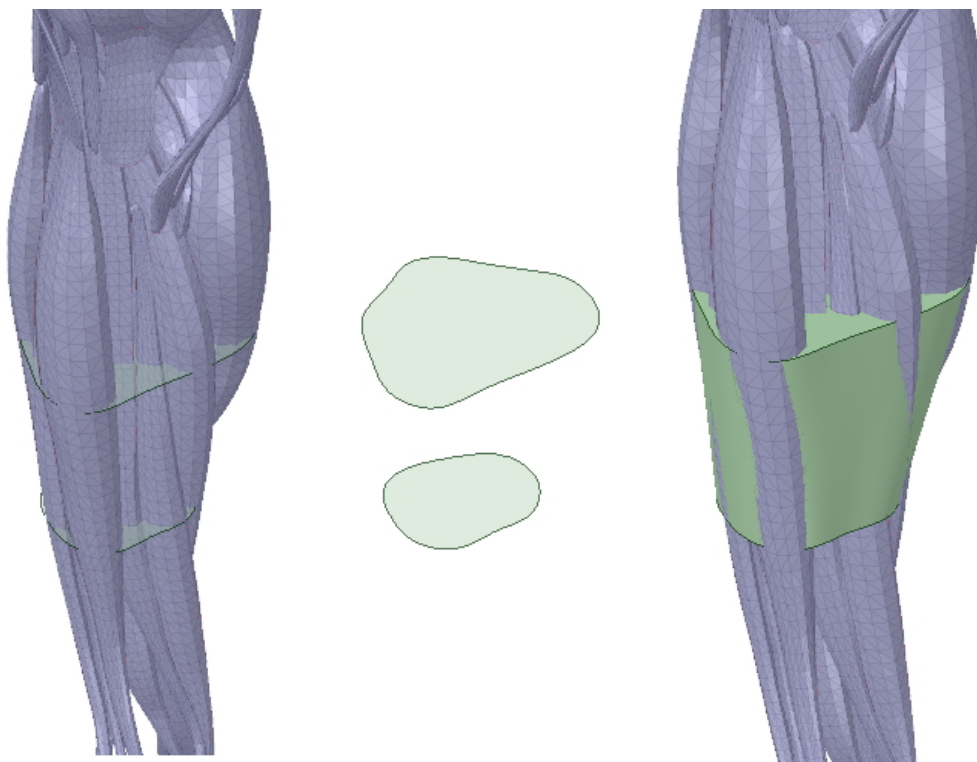
ření činí 14%. Čili bylo dosaženo určité střední hodnoty mezi reálnou geometrií člověka a zjednodušeným Fialovým modelem, viz tabulka 17. Objem vytvořené geometrie svalů činil 25,7 l, již celá vytvořená vrstva svalů je zobrazena na obr. 16.

Název modelu	Objem svalů [l]
STL model	22,8
Vytvořená geometrie	25,7
Fialův model	29,8

Tabulka 17: Srovnání objemů svalů



Obrázek 14: Obkreslení tvaru svalu



Obrázek 15: Vytváření svalů za pomoci přechodu



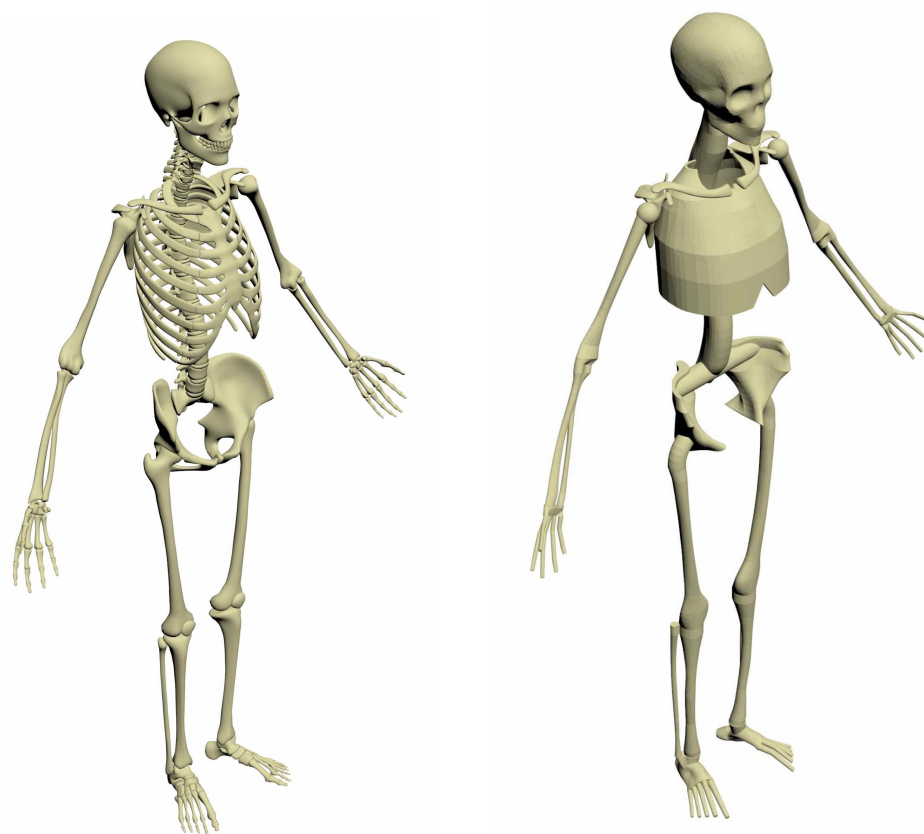
Obrázek 16: Vytvořený objemový model svalů

5.1.4 Popis jednotlivých vrstev - kosti

Vrstva kostí byla vytvořena stejným způsobem jako svaly. Jednotlivé kosti nebyly převáděny za pomoci *povrchové vrstvy*, ale opět vytvořením přechodů nebo tažením. Tažením byla například vytvořena páteř. Z obr. 17 je patrný rozdíl mezi STL modelem a vytvořeným objemovým modelem. Celkový objem vytvořené geometrie kostí činil 6,4l, porovnání objemů kostí s jednotlivými modely je uveden v tabulce 18.

Název modelu	Objem kostí [l]
STL model	7,6
Vytvořená geometrie	6,4
Fialův model	10,3

Tabulka 18: Srovnání objemů kostí



(a) Původní STL model

(b) Vytvořený objemový model

Obrázek 17: Porovnání STL modelu s vytvořenou geometrií

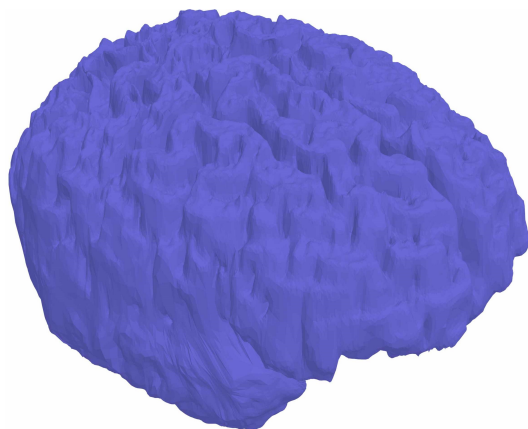
5.1.5 Popis jednotlivých vrstev - vnitřní orgány

Do kategorie vnitřních orgánů jsou zahrnuty celkem 3 části, mozek, plíce a vnitřnosti. Pro plíce a vnitřnosti nebyly nalezeny, žádné vhodné STL modely, proto byly vymodelovány odborným odhadem. Pro geometrii mozku byl nalezen STL model, který je na obrázku 18a. Tento model byl vyhlazen a následně sloužil k vytvoření objemového modelu, která by odpovídala realitě. Objem vytvořené geometrie činil 1,5 l, což odpovídá skutečnému lidskému mozku který má podle [11] objem přibližně také 1,5 l. Porovnání i s Fialovým modelem je zobrazeno v tabulce 19. Vytvořená objemová geometrie mozku je na obrázku 18,b).

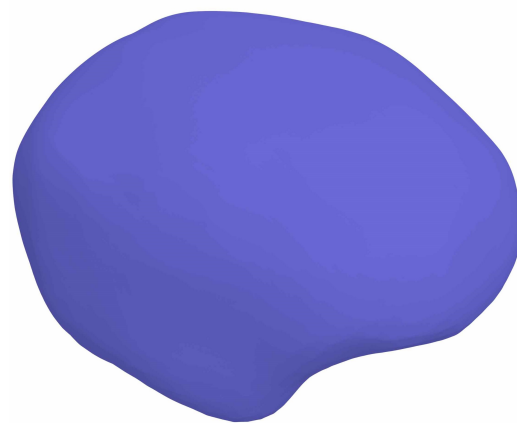
Název modelu	Objem mozku [l]
STL model	1,4
Vytvořená geometrie	1,5
Fialův model	2,6

Tabulka 19: Srovnání objemů pro mozek

Vytvořené plíce a vnitřnosti jsou zobrazeny na obrázku 21. Červeně jsou zobrazeny plíce a černě vnitřnosti. Procentuální rozdíl objemu plic mezi vytvořenou geometrií a



(a) Původní STL model



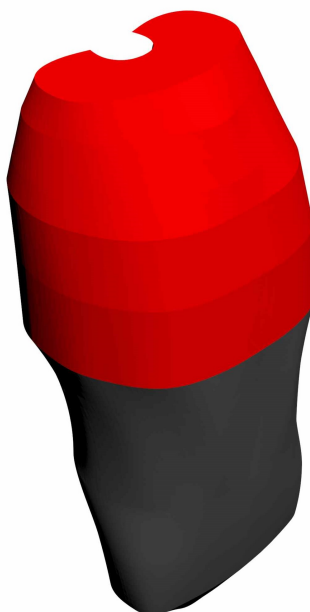
(b) Vytvořený objemový model

Obrázek 18: Porovnání STL modelu s vytvořenou geometrií mozku

Fialovým modelem činil 0,5%. V případě vnitřností již nedochází k takové shodě, bližší srovnání v tabulce 19.

Název geometrie	Objem [l]
Vytvořená geometrie - plíce	5,77
Fialův model - plíce	5,74
Vytvořená geometrie - vnitřnosti	5,9
Fialův model - vnitřnosti	10,7

Tabulka 20: Srovnání vnitřních orgánů



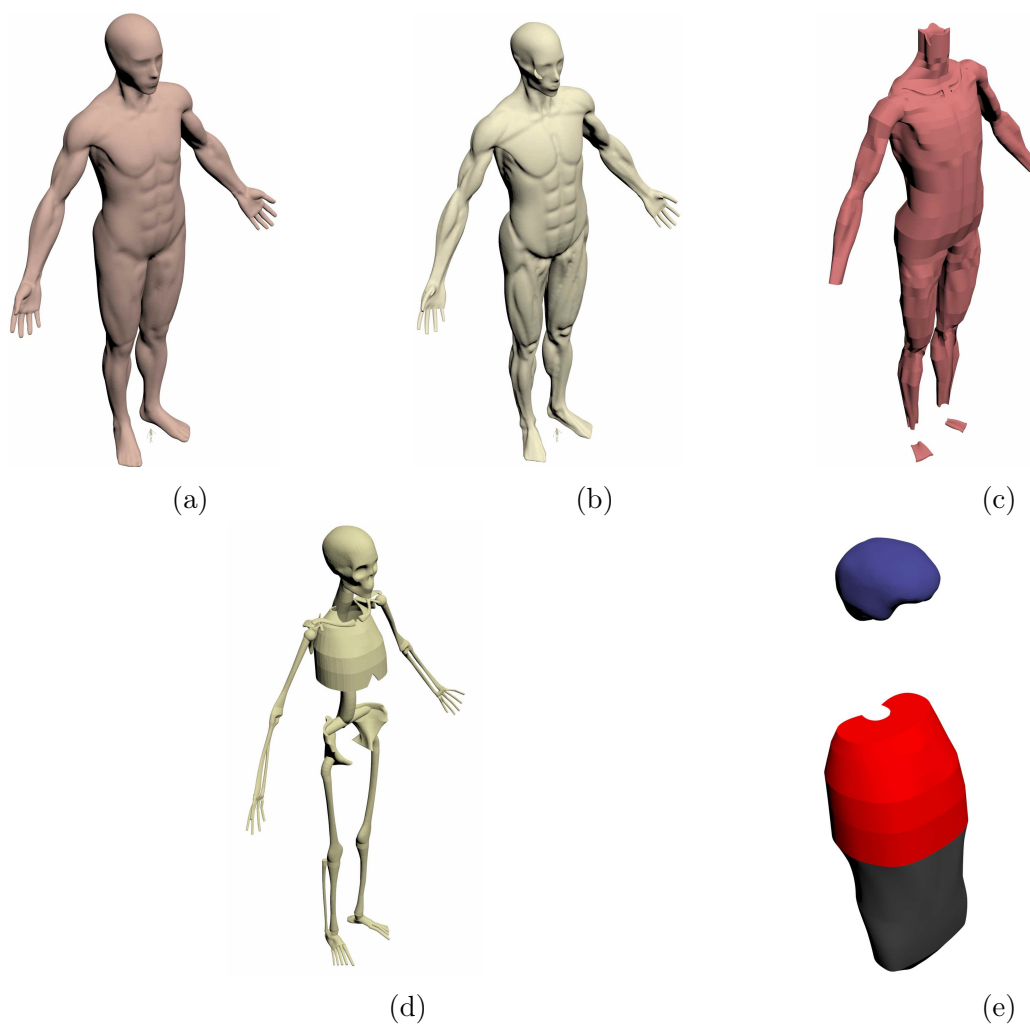
Obrázek 19: Vytvořený objemový model plic a vnitřností

5.1.6 Závěrečná sumarizace vytvořené geometrie člověka

Objemy vytvořených vrstev člověka byly zařazeny do přehledné tabulky 21. Přehledné znázornění vytvořených vrstev člověka je na obr. 20. Celkový objem člověka odpovídá s malou odchylkou původnímu STL modelu kůže, jehož objem byl 68,9 l.

Vrstva člověka	Objem [l]
Kůže	10,3
Tuk	13,6
Svaly	25,7
Kosti	6,4
Mozek	1,5
Plíce	5,8
Vnitřnosti	5,9
Celkový objem	69,2

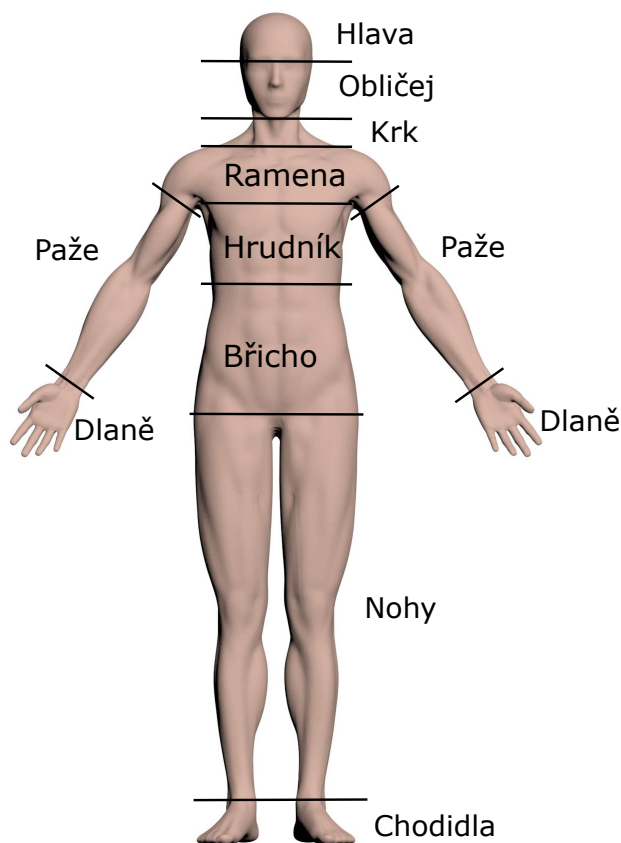
Tabulka 21: Závěrečná sumarizace objemů jednotlivých vrstev



Obrázek 20: Jednotlivé vrstvy vytvořeného geometrického modelu: a) kůže, b) tuk, c) svaly, d) kosti, e) vnitřní orgány

5.2 Příprava vytvořeného geometrického modelu k výpočtu

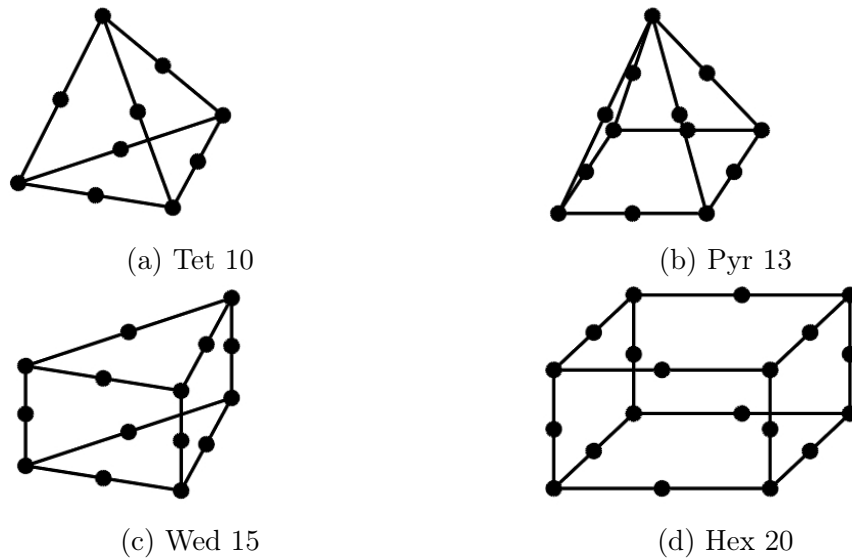
Vytvořené vrstvy člověka bylo nutné dále rozřezat, podle obr. 21, tak aby se jednotlivé části shodovaly s Fialovým rozdělení člověka, které je na obrázku 4. Po této finální úpravě geometrie bylo možné geometrii nasdílet, tak aby při síťování vznikla spojitá síť, tzn. aby došlo ke sjednocení uzlů mezi jednotlivými vrstvami při zachování geometrie. Ve Spaceclaimu jsou dvě možnosti jak tohoto docílit. Podobně jako v Design modeleru je možno si v určité skupině těles nastavit zda dojde ke sdílení. Tato metoda bohužel není vhodná pro složité geometrie s NURBS plochami. Druhou možností je použít nástroj *sdílet*, který v nastavené toleranci vyhledá totožné objekty a následně je nasdílí. Pro kontrolu je možné zobrazit si sdílené hrany, popřípadě plochy [12]. Po nasdílení všech vytvořených těles byl geometrický model připraven k vysíťování, které bylo realizováno v ANSYS Workbench 19.2, konkrétně v modulu pro stacionární tepelnou analýzu.



Obrázek 21: Rozdělení lidského člověka na části

Pro zlepšení vlastního procesu síťování z hlediska kvality a rychlosti bylo nutné sloučit některé plochy za pomoci nástroje *virtuální topologie*. Díky tomuto nástroji byly plochy z hlediska síťování spojeny, tím pádem byl snížen počet ploch, které bylo nutné vysíťovat. Porovnání sloučených a nesloučených ploch svrchní vrstvy kůže je patrné z obrázku 23. Zrychlení síťování bylo dáno tím, že ANSYS Workbench nejprve

sítuje hrany, následně plochy a nakonec objemy. Při síťování byly využity především šestistěnné prvky Hex 20. V některých místech to bohužel nebylo možné a byly použity také čtyřstěnné prvky Tet 10. Ukázka použitelných objemových elementů s meziuzlem je na obrázku 22. Celkem byly takto vytvořeny 2 sítě. Síť 1 byla tvořena 4 milióny uzlů. Tato síť byla tvořena z větší části čtyřstěnnými prvky Tet 10. V případě sítě 2 byla upravena virtuální topologie a samotný proces síťování byl vylepšen, díky tomu byla síť 2 tvořena převážně šestistěnnými prvky Hex 20. Tato síť byla složena z 8 milionů uzlů. Bližší specifikace obou sítí jsou zobrazeny v tabulce 22.

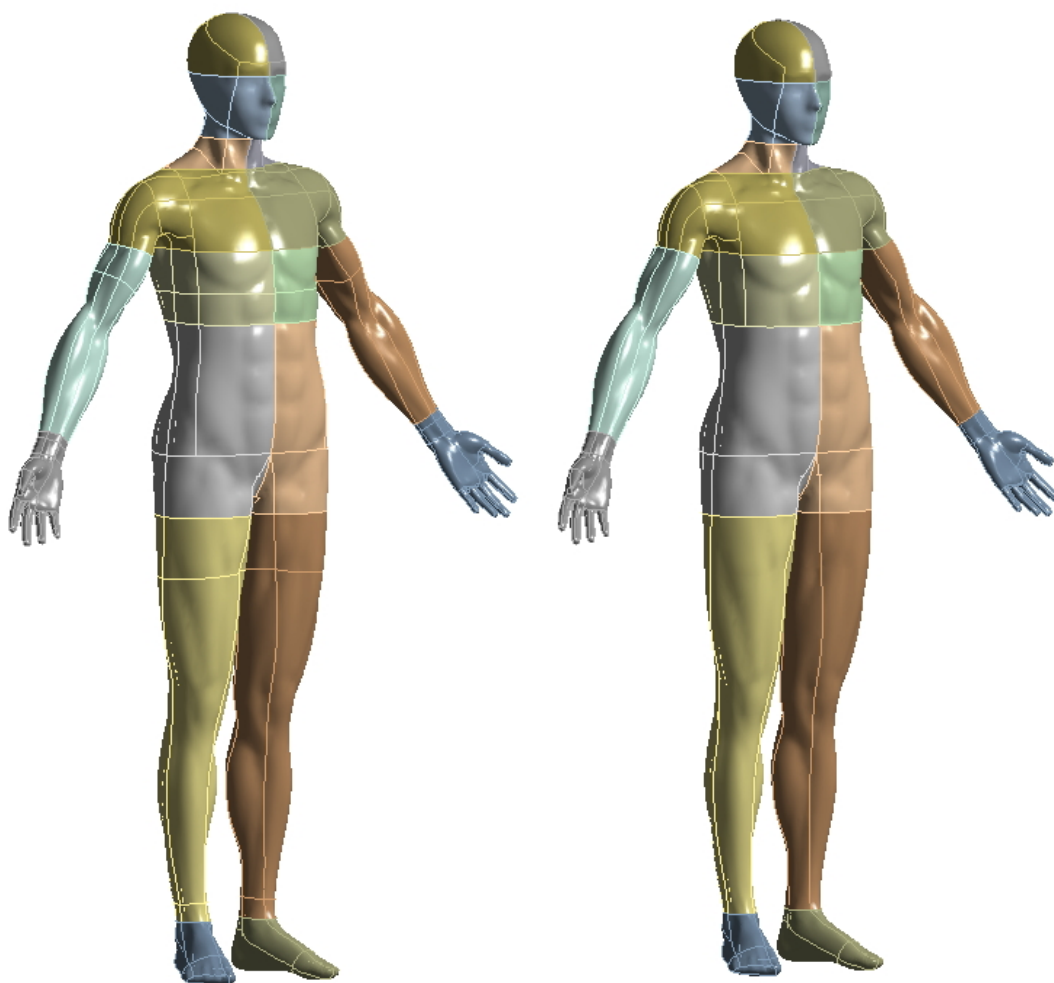


Obrázek 22: Ukázka použitých objemových elementů

	Síť 1	Síť 2
Počet uzlů	4 084 172	8 158 182
Počet elementů	2 346 593	3 016 406
Hex 20	202 413	1 158 485
Wed 15	68 513	130 775
Pyr 13	270 048	736 475
Tet 10	1 805 618	990 671

Tabulka 22: Parametry sítí

Po vysíťování celé geometrie bylo nutné vytvořit tzv. *Named selections*, čili pojmenované selekce, které slouží pro zadání jednotlivých materiálových parametrů, objemových okrajových podmínek a plošných okrajových podmínek. Tímto bylo zjednodušeno zadávání okrajových podmínek, tak aby odpovídaly Fialovu modelu. Celkem bylo vytvořeno 34 objemových výběrů, 29 plošných výběrů a 1 výběr s názvem HYPOTHALAMUS, který byl složen pouze z uzlů. Pro názvy pojmenovaných selekcí byla převzata anglická notace podle Fialova modelu. Názvy jednotlivých selekcí jsou zobrazeny v tabulkách 23 a 24. Význam zkratk u plošných výběrů je následující: AN - anterior (přední), PO - posterior (zadní), IN - interior (vnitřní), PA - palm (dlaň), HA - handback (venkovní část ruky), SO - sole (chodidlo), SURF - surface (plocha).



(a) Bez virtuální topologie

(b) S virtuální topologií

Obrázek 23: Ukázka sloučení ploch za pomoci virtuální topologie

SKIN_HEAD	SKIN_FACE	SKIN_NECK
SKIN_SHOULDERS	SKIN_HANDS	SKIN_THORAX
SKIN ABDOMEN	SKIN_LEGS	SKIN_ARMS
SKIN_FEET	FAT	MUSCLE
BONE_HEAD	BONE_REST	BRAIN
VISCERIA	LUNG	HEAD_FACE
NECK	SHOULDERS	ARMS
HANDS	THORAX	ABDOMEN
LEGS	FEET	SKIN
MUSCLE_FEET	MUSCLE_LEGS	MUSCLE ABDOMEN
MUSCLE_THORAX	MUSCLE_SHOULDERS	MUSCLE_ARMS
MUSCLE_NECK		

Tabulka 23: Názvy objemových selekcí

SKIN_ALL	HEAD_FACE_SURF	NECK_SURF
SHOULDERS_SURF	ARMS_SURF	HANDS_SURF
THORAX_SURF	ABDOMEN_SURF	LEGS_SURF
FEETS_SURF	FOREHEAD_SURF	HEAD_SURF
FACE_SURF	THORAX_AN_SURF	THORAX_PO_SURF
THORAX_IN_SURF	ABDOMEN_AN_SURF	ABDOMEN_PO_SURF
ABDOMEN_IN_SURF	ARMS_AN_SURF	ARMS_IN_SURF
ARMS_PO_SURF	HANDS_PA_SURF	HANDS_HA_SURF
LEGS_AN_SURF	LEGS_IN_SURF	LEGS_PO_SURF
FEETS_SO_SURF	FEETS_IN_SURF	

Tabulka 24: Názvy plošných selekcí

Závěrečným krokem bylo vyexportování sítě i s vytvořenými selekcemi do souboru *human_body.dat*, který sloužil jako databázový soubor pro knihovnu ESPRESO. Jeho další popis je uveden v kapitole 6.

5.3 Definování fyzikálních parametrů

5.3.1 Materiálové vlastnosti

Materiálové vlastnosti jednotlivých vrstev člověka byly převzaty podle Fialova modelu. Z tabulky 4 byly přiřazeny jednotlivé materiálové vlastnosti k příslušným selekcím. Toto přiřazení je znázorněno další tabulkou 25. Jelikož se teplota člověka pohybuje v malém rozmezí teplot (34 až 38 °C) je možno materiálové parametry považovat jako konstanty, čili jsou nezávislé na teplotě.

Název selekce	$\lambda [W \cdot m^{-1} \cdot K^{-1}]$	$\rho [kg \cdot m^{-3}]$	$c_p [J \cdot kg^{-1} \cdot K^{-1}]$
BONE_HEAD	1,16	1500	1591
BONE_REST	0,75	1357	1700
BRAIN	0,49	1080	3850
LUNG	0,28	550	3718
VISCERIA	0,53	1000	3697
MUSCLE	0,42	1085	3768
FAT	0,16	850	2300
SKIN	0,47	1085	3680

Tabulka 25: Přiřazení materiálových vlastností

5.3.2 Interakce modelu s okolním prostředím

Diplomová práce se zabývala tvorbou prototypu Fialova modelu aplikovaného na reálnou geometrii člověka. Pro interakci vytvořeného modelu s okolním prostředím byla zvolena okrajová podmínka tak, aby měla stejnou fyzikální podstatu a její typ byl tožný s v budoucnu modifikovaným předpisem okrajových podmínek. Pro nasazení vý-

početního modelu do praxe je nutné vybudování detailní databáze oblečení a specifikace jejich interakce s okolním prostředím. Vybudování této databáze nebylo součástí této diplomové práce, a proto byla okrajová podmínka zvolena tak, aby byla svou matematickou podstatou totožná s budoucím zadáváním okrajových podmínek. Toto umožnilo testovat chování řešiče ESPRESO bez jakéhokoli zkreslení měření škálovatelnosti kódu, či negativního vlivu na chování nelineárního řešiče a jeho rychlost konvergence. Pro testování modelu byla využita okrajová podmínka pro přirozenou konvekci, která byla přiřazena na selekci s názvem SKIN_ALL. V případě této podmínky dochází k výpočtu součinitele přestupu tepla za pomoci vztahu (54). V tomto vztahu vystupuje Prandtlovo číslo, které se určí ze známých fyzikálních vlastností tekutiny v tomto případě vzduchu za pomoci vztahu (55) [13].

$$h_{nat} = \frac{\lambda}{D} \cdot \left[0,6 + \frac{0,387 \cdot R_a^{\frac{1}{4}}}{\left(1 + \left(\frac{0,559}{Pr} \right)^{\frac{9}{16}} \right)^{\frac{8}{27}}} \right]^2 \quad [W \cdot m^{-2} \cdot K^{-1}] \quad (54)$$

$$Pr = \frac{\mu \cdot c_p}{\lambda} \quad [-] \quad (55)$$

Dále se ve vztahu (54) vyskytuje Rayleighovo číslo. Pro jeho výpočet podle vztahu (56) je nutno znát také neznámou povrchovou teplotu kůže. Díky tomuto faktu a dále díky teplotní závislosti fyzikálních parametrů vzduchu, se tato okrajová podmínka stává nelineární. Okrajová podmínka přirozené konvekce je svou podstatou totožná s okrajovými podmínkami, které byly použity ve Fialově modelu, např. vztah pro konvekci (20). Všechny tyto vztahy pro výpočet součinitele přestupu tepla jsou založeny na výpočtu rozdílu teplot $T_{sk} - T_a$.

$$R_a = \frac{g \cdot \alpha \cdot \rho^2 \cdot c_p \cdot |T_{sk} - T_a| \cdot D^3}{\lambda \cdot \mu} \quad [-] \quad (56)$$

6 Řešení MKP modelu s použitím HPC

Nejnovější technologický pokrok v oblasti výpočetní techniky přinesl významnou změnu v koncepci návrhu nových produktů, řízení výroby nebo autonomních systémů. V posledních několika letech jsme byli svědky výrazného přechodu k virtuálnímu prototypování a postupného tlaku na integraci velké části průmyslového sektoru do čtvrté průmyslové revoluce neboli Industry 4.0. IT4Innovations, národní superpočítačové centrum při Vysoké škole báňské vyvíjí v rámci svého výzkumu robustní open-source knihovnu ESPRESO použitelnou pro širokou škálu komplexních inženýrských simulací v oblastech jako je strojírenství, stavebnictví, biomechanika nebo energetika. Bezplatná licence numerické knihovny umožňuje vytvoření automatizovaných simulačních řetězců, jako jsou automatizované systémy pro topologickou optimalizaci či automatizované simulační rámce vyvinuté na míru specifickému portfoliu produktů. Při vývoji všech komponent numerické knihovny jsou vždy striktně použity vysoce škálovatelné metody umožňující plné využití výpočetní kapacity nejmodernějších superpočítačů dneška.

6.1 Paralelní řešič ESPRESO

ESPRESO je masivně paralelní knihovna pro inženýrské aplikace založená na metodě konečných prvků a k jejím hlavním prvkům patří (i) napojení na externí komerční a open source nástroje pomocí škálovatelného I/O, (ii) masivně paralelní řešiče designované pro nejvýkonnější superpočítače, (iii) jednoduchý a intuitivní přístup na HPC infrastrukturu skrze high-end middleware umožňující automatizované spouštění aplikací, (iv) jednoduché konfigurační rozhraní pro snadné nastavení všech parametrů řešiče umožňující rychlý a modulární přístup při tvorbě výpočetních šablon. (v) komplexní knihovna konečných prvků pro stacionární, transientní a nelineární problémy strukturální mechaniky a přenosu tepla (vi) modul umožňující morfování sítí pomocí radiálních báзовých funkcí pro snadnou změnu tvaru geometrie těles bez nutnosti opětovného síťování. ESPRESO obsahuje několik algoritmů založených na metodách doménové dekompozice FETI, včetně hybridní varianty HTFETI vhodné pro paralelní stroje s desítkami až stovkami tisíc výpočetních jader. Řešič je založen na vysoce efektivní komunikační vrstvě nad MPI. Jeho škálovatelnost byla testována až do 18 000 výpočetních uzlů superpočítače ORNL Titan (281 216 výpočetních jader). ESPRESO podporuje akceleraci výpočtů pomocí GPU akceleratorů s pětinasobným výpočetním výkonem ve srovnání se standardním CPU. Díky dynamickému ladění několika klíčových hardwarových parametrů může ESPRESO ušetřit více než 20% své spotřeby energie. Se všemi těmito vlastnostmi má potenciál efektivního využití budoucích exascalových systémů, kde záleží jak na výkonu, tak na energetické účinnosti.

6.2 Řešení modifikovaného pasivního systému s využitím HPC

Vlastní numerické řešení vytvořeného MKP modelu bylo provedeno pomocí open source knihovny ESPRESO. V knihovně byl rozšířen modul přenosu tepla a to o typy okrajových podmínek vztahujících se k metabolické produkci tepelného výkonu a cirkulace krve. Toto rozšíření plně využívá integrovaných paralelních vrstev knihovny ESPRESO a negativně neovlivňuje efektivitu paralelního výpočtu. Pasivní systém popsany v kapitole 3.1 byl rozšířen o prvky aktivního systému nepodléhající závislosti na čase.

6.2.1 Konfigurace řešiče ESPRESO

Nastavení knihovny ESPRESO je řešeno konfiguračními soubory, které používají vlastní formát ECF (* .ecf), tj. Espresso Configuration File. Knihovna při spuštění očekává cestu k ECF souboru jako vstupní argument. ECF je jednoduchý textový soubor, jehož struktura je tvořena objekty pro definování vstupních a výstupních databází, parametrů lineárního, nelineárního řešiče, okrajových podmínek, materiálových vlastností apod.

Prvním objektem v konfiguračním souboru je objekt INPUT (Objekt:1) řídící vstup z externího preprocesingového nástroje a řídící doménovou dekompozici, která je podstatnou složkou při využití HPC. Uživatel zde nastaví počet domén na jeden MPI proces, a celkový počet domén je pak dán minimálně násobkem počtu MPI s parametrem DOMAINS.

```
1 INPUT {
2   PATH          human_body_8M.dat; # cesta k databazovému souboru
3   FORMAT        ANSYS_CDB; # format databaze
4   KEEP_MATERIAL_SETS FALSE; # prevzit materialy z databaze
5   CONVERT_DATABASE FALSE; # pouze konvertovat databazi
6   SCALE_FACTOR  1; # zmena meritka
7   DECOMPOSITION { # nastaveni dekompozice
8     PARALLEL_DECOMPOSER  PARMETIS; # paralelni dekompozice MPI
9     PARMETIS_OPTIONS {
10      REFINEMENT  FALSE;
11    }
12    SEQUENTIAL_DECOMPOSER  METIS; # sekvenčni dekompozice OMP
13    MESH_DUPLICATION      1; # duplikace site
14    DOMAINS                10; # pocet domen na MPI vlakno
15    SEPARATE_MATERIALS     FALSE; # oblasti dle materialu
16    SEPARATE_REGIONS       FALSE; # oblasti dle regionu
17    SEPARATE_ETYPES        FALSE; # oblasti dle typu elementu
18  }
19 }
```

Objekt 1: INPUT

Uživatel specifikuje v objektu VARIABLES (Objekt:2) veškeré konstanty či funkční závislosti, které zde jako argumenty použít ve specifikaci jak materiálových vlastností

či definici okrajových podmínek.

```
1 VARIABLES{                                # definice promenných použitých ve výpočtu
2   C_BLOD          3650;
3   RHO_BLOD        1069;
4   T_BLOD          310.15;
5   T0              309.15;
6   ### BRAIN
7   w_b1_0B         0.010132;
8   qm_0B           13400;
9   ...
10 }
```

Objekt 2: VARIABLES

Hlavním objektem konfiguračního souboru je definice fyzikálního modulu (Objekt:3). V tomto objektu uživatel definuje počet zátěžných stavů, materiály, přiřazuje jednotlivé materiály daným elementům, definuje počáteční podmínky, jako je počáteční teplota a dále specifikuje jednotlivé zátěžné stavy. V každém zátěžném stavu uživatel definuje typ výpočtu, zda se jedná o časově závislou nebo stacionární analýzu, zda se jedná o lineární nebo nelineární problém. Dále je nutné specifikovat typ lineárního a nelineárního řešiče a nastavit jejich vlastnosti. V posledním bloku každého zátěžného stavu uživatel definuje veškeré okrajové podmínky.

```
1 PHYSIC HEAT_TRANSFER_3D;
2 HEAT_TRANSFER_3D {
3   LOAD_STEPS          2;                # pocet zateznych stavu
4   MATERIALS {                          # definovani materialu
5     MAT_BONE_HEAD {                    # novy material
6       PHYSICAL_MODEL    THERMAL;        # materialovy model
7       DENS              1500;           # definovani hustoty
8       CP                1591;           # definovani tepelne kapacity
9       THERMAL_CONDUCTIVITY {            # definovani tepelne vodivosti
10        MODEL            ISOTROPIC;      # model tepelne vodivosti
11        KXX              1.16;          # definovani hodnoty vodivosti
12      }
13    }
14    ...                                # novy material
15  }
16  MATERIAL_SET { # prizazeni materialu danym element setum
17    BRAIN              MAT_BRAIN;
18    ...
19  }
20  INITIAL_TEMPERATURE {                  # nadefinovani pocatecni teploty
21    ALL_ELEMENTS      303.15;
22  }
23  LOAD_STEPS_SETTINGS {                  # definovani zateznych stavu
24    1 {                                  # prvni zatezny stav
25      DURATION_TIME    1;
```

```

26     TYPE          STEADY_STATE;          # typ simulace
27     MODE           NONLINEAR;            # nelinearni model
28     SOLVER          FETI;                # linearni resic
29     NONLINEAR_SOLVER { # nastaveni nelinearniho resice
30         ...
31     }
32     FETI {                # nastaveni linearniho resice
33         ...
34     }
35     BIO_HEAT {          # definovani okrajovych podminek
36         ...
37     }
38     CONVECTION {
39         ...
40     }
41 }
42 2 { ... }                # druhy zatezny stav
43 }}

```

Objekt 3: PHYSIC

Model lidské termoregulace vyžaduje definování dvou zátěžných stavů (i) výpočet teplotního pole v tzv. tepelně neutrálních podmínkách, (ii) výpočet teplotního pole pro definované reálné podmínky okolního prostředí, určující rozložení koeficientu přestupu tepla. Vzhledem závislosti metabolické produkce tepla na samotném teplotním poli je nutné výpočet obou zátěžných stavů provést jako nelineární analýzy. Vhodnou volbou parametrů nelineárního řešiče (Objekt:4) může uživatel ovlivňovat rychlost konvergence nelineární úlohy. V nastavení lze zvolit typ nelineárního řešiče, jednotlivé ukončovací kritéria, hodnotu přesnosti, maximální počet iterací nebo řídit substepy nelineárního řešiče.

```

1 NONLINEAR_SOLVER {
2     METHOD                NEWTON_RAPHSON; # typ nelinearniho resice
3     CHECK_TEMPERATURE     TRUE; # residuum teplota
4     CHECK_HEAT           TRUE; # residuum teplo
5     REQUESTED_TEMPERATURE_RESIDUAL 0.0001; # presnost reseni-teplota
6     REQUESTED_HEAT_RESIDUAL 0.0001; # presnost reseni-teplo
7     STEPPING             FALSE; # postupne zatezovani
8     SUBSTEPS             1; # pocet kroku
9     MAX_ITERATIONS       50; # maximalni pocet iteraci
10    LINE_SEARCH           FALSE; # numericke tlumeni
11    TANGENT_MATRIX_CORRECTION FALSE; # plna NR metoda
12 }

```

Objekt 4: NONLINEAR SOLVER

Pro škálovatelný běh výpočtu na HPC infrastruktuře je nezbytné optimálně nastavit parametry lineárního řešiče. Pro model lidské termoregulace byla zvolena metoda doménové dekompozice FETI (Objekt: 5)

```

1 FETI {
2     METHOD                TOTAL_FETI; # typ metody FETI
3     PRECONDITIONER        DIRICHLET; # predpodmneni
4     ITERATIVE_SOLVER      ORTHOGONALPCG; # typ iteracniho resice
5     REGULARIZATION        ALGEBRAIC; # zpusob regulariyace
6     PRECISION              1e-8; # presnost reseni
7     MAX_ITERATIONS        500; # maximalni pocet iteraci
8 }

```

Objekt 5: LINEAR SOLVER

V modelu lidské termoregulace bylo použito dvou specifických okrajových podmínek a to (i) BIO_HEAT, obsahující podmínky cirkulace krve, metabolickou produkci tepelného výkonu, svalový třes apod. Příklad zadání okrajové podmínky řídící lidskou termoregulaci je v Objekt:6, (ii) CONVECTION, obsahující nelineární přestup tepla konvekcí z povrchu do okolního prostoru na základě definování okolní teploty, tlaku a rychlosti proudění vzduchu v okolí.

```

1 MUSCLE_SHOULDERS {
2     ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE [T_BLOD];
3     BLOOD_SPECIFIC_HEAT        [C_BLOD];
4     BLOOD_DENSITY              [RHO_BLOD];
5     METABOLIC_HEAT_SOURCE      [qm_OM];
6     BLOOD_PERFUSION            [w_b1_OM];
7     REFERENCE_TEMPERATURE      INITIAL_TEMPERATURE;
8     MU                         [MU_BLD];
9     PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR 0.05;
10 }

```

Objekt 6: BIO HEAT

V druhém zátěžném stavu je také nutné definovat typ aktivity vykonávané v daném prostředí. V tomto případě byla zvolena aktivita chůze do mírného kopce s 5% stoupáním.

```

1 HUMAN_THERMOREGULATION_SYSTEM {
2     ACTIVITY_LEVEL_UNIT        WALKING_5_PRCT;
3 }

```

Objekt 7: ACTIVITY LEVEL

Poslední částí ecf konfiguračního souboru je objekt OUTPUT (Objekt:8). V této části uživatel definuje ukládání výsledků nebo monitoring v předem definovaných oblastech zájmu.

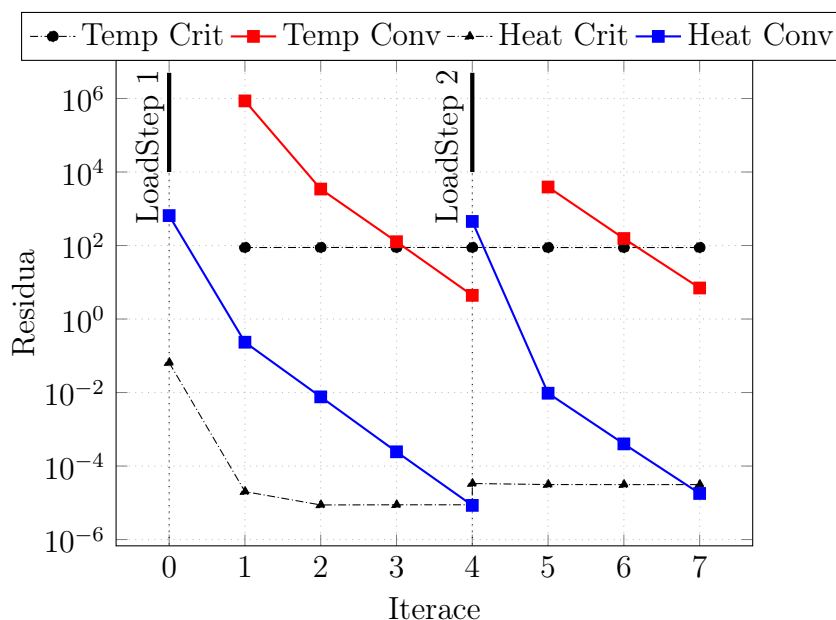
```

1 OUTPUT {
2     PATH                results; # cesta pro ulozeni
3     FORMAT              ENSIGHT; # format pro ulzeni vysledku
4     STORE_RESULTS        ALL;    # co uložit
5 }

```

6.2.2 Vyhodnocení výsledků

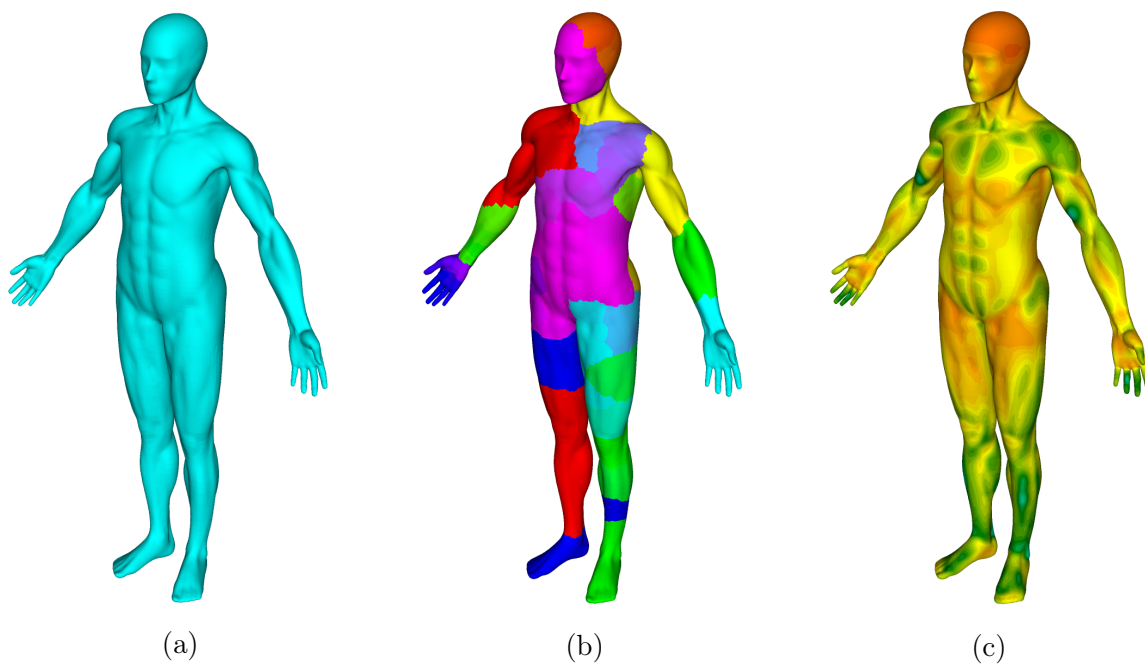
Všechny výpočty s využitím knihovny ESPRESO byly provedeny na dostupné HPC infrastruktuře národního superpočítačového centra IT4Innovations. Pro numerické testy byl zvolen klastr Salomon. Salomon se skládá z 1 009 výpočetních uzlů, celkem obsahuje 24 192 výpočetních jader s 129 TB RAM a poskytuje více než 2 PFLOP/s teoretický špičkový výkon. Uzly jsou vzájemně propojeny prostřednictvím sítě 7D Enhanced hypercube InfiniBand a jsou vybaveny procesory Intel Xeon E5-2680v3 s 24 jádry a 128GB RAM. Cluster Salomon se skládá z 576 uzlů bez akceleratorů a 432 uzlů vybavených akcelerátory Intel Xeon Phi MIC.



Obrázek 24: Historie konvergence nelineárního řešiče

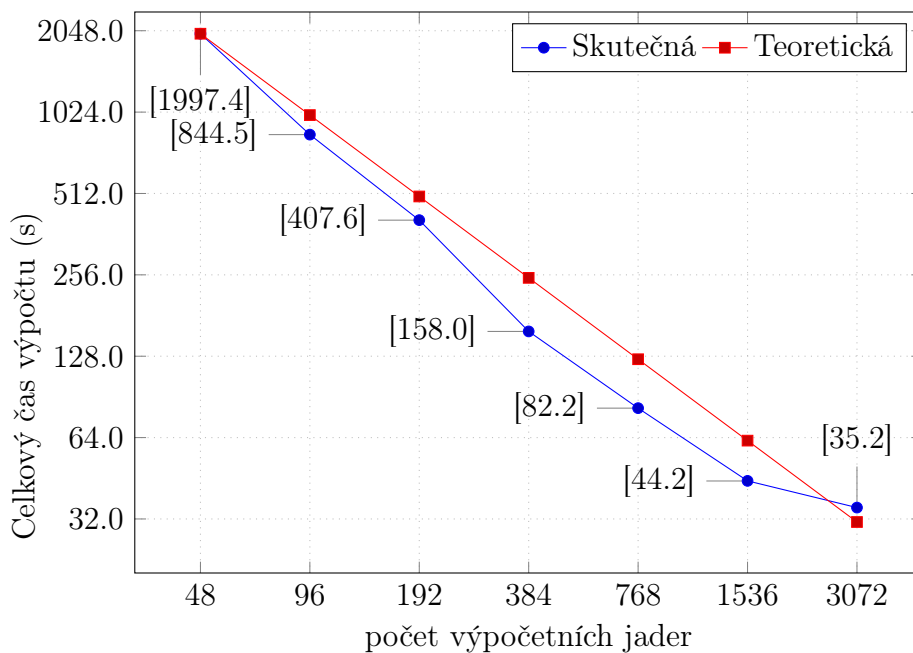
Na obrázku 24 je znázorněn průběh konvergence nelineárního řešiče ve dvou na sebe navazujících zátěžných stavech. Z grafu je patrné, že ke konvergenci dojde v prvním zátěžném stavu po čtyřech iteracích, ve druhém zátěžném stavu po třech iteracích Newton-Raphsonovy metody. Během výpočtu tedy dojde k řešení devíti na sebe navazujících lineárních soustav. Tyto soustavy byly řešeny pomocí metody doménové dekompozice TFETI s použitím plně ortogonální metody sdružených gradientů v kombinaci s ortogonální projekcí a dirichletovým předpokládáním.

Na obrázku 25,b) je znázorněno rozdělení konečnoprvkové sítě na výpočetní oblasti pro potřeby paralelního výpočtu. Na obrázku 26 je znázorněna paralelní škálovatelnost knihovny ESPRESO. Měření bylo provedeno s využitím 12 MPI procesů na jeden výpočetní uzel v kombinaci s dvěma vlákny na jeden MPI proces.



Obrázek 25: a) geometrie, b) doménová dekompozice, c) teplotní pole

Škálovatelnost knihovny ESPRESO byla měřena od 2 do 128 výpočetních uzlů, tj. od 48 do 3,072 výpočetních jader. Z výsledků je patrná lineární škálovatelnost knihovny ESPRESO pro úlohu lidské termoregulace, s použitím modelu obsahujícím 8 milionu výpočetních uzlů, až do 3,000 výpočetních jader. Čas výpočtu nelineárního řešení ve dvou zátěžných stavech klesl z 2,000 sekund na 35 sekund což představuje 57 násobné urychlení výpočtu.



Obrázek 26: Paralelní škálovatelnost řešiče ESPRESO

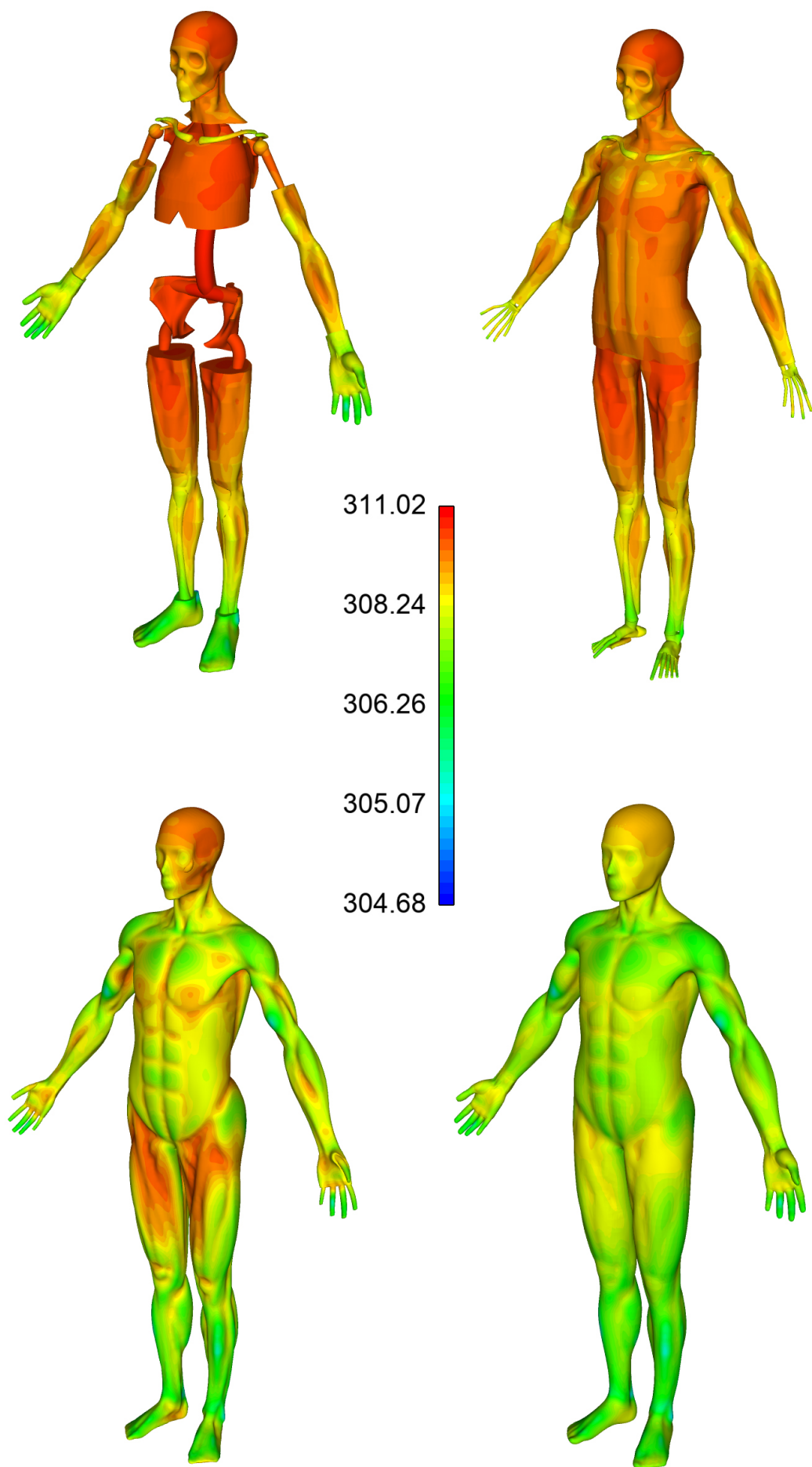
Příklad PBS skriptu pro spuštění výpočtu na infrastruktuře IT4Innovations

```
#PBS -N Jobname
#PBS -l select=128:ncpus=24:mpiprocs=12:ompthreads=2
#PBS -l walltime=05:00:00
#PBS -q qprod
#PBS -A ProjectName
cd /pathToEspresso/espresso
. env/threading.default 2
. env/modules.salomon.gcc
export PATH=/pathToEspresso/espresso/build:$PATH
export LD_LIBRARY_PATH=/pathToEspresso/espresso/build:$LD_LIBRARY_PATH
mpirun -np 1536 espresso -c pathToECF_File/human.ecf -vvv
```

Vzhledem k faktu, že model lidské termoregulace obsahuje jak velké skoky v materiálových vlastnostech, tak okrajové podmínky negativně ovlivňující spektrální vlastnosti jednotlivých výpočetních domén, použití více než 3 tisíce jader by bylo neefektivní a nedosáhlo by se již potřebného urychlení. Pro možné urychlení výpočtu je nutná úprava FETI řešiče a to na straně zefektivnění předpodmínění konjugovaným projektorem a jeho optimální kombinaci s ortogonální projekcí. Tyto algoritmické úpravy nejsou součástí této práce.

Škálovatelnost byla měřena pro in-house iterační řešič založený na metodě doménové dekompozice FETI. Součástí knihovny ESPRESO je i možnost volby řešiče lineárních soustav třetích stran. Jedná se o možnost řešení lineárních soustav s pomocí algebraického multigridu z knihovny HYPRE. Tento řešič je optimalizován po řešení rozsáhlých úloh a dosahuje nejlepších výsledků s použitím pravidelných sítí na jednoduchých geometriích. Pro případ 3D modelu lidského organismu, kde při síťování dochází k výrazné změně velikosti prvku v jednotlivých částech těla je tento řešič nevhodný a nevykazoval konvergenci potřebného charakteru. Druhou volbou je použití paralelního přímého řešiče. ESPRESO umožňuje řešení pomocí přímých řešičů SuperLU, Intel Parallel Direct Sparse Solver, Pardiso či IBM Watson. Při aplikaci přímého řešiče IPDSS s použitím 48 výpočetních jader byl celkový dosažený čas výpočtu 1,55 hodiny. Při použití vyššího počtu výpočetních jader již nedochází ke snižování času výpočtu.

Na obrázku 27 je znázorněno výsledné rozložení teplot v 3D modelu lidského organismu.



Obrázek 27: Teplotní pole [Kelvin]

7 Závěr

Hlavním cílem diplomové práce bylo vytvoření prototypu modelu lidské termoregulace na bázi metody konečných prvků. Vytvořený prototyp konečnoprvkového modelu byl použit pro ověření škálovatelnosti open-source knihovny ESPRESO a ověření jejího nasazení při řešení problémů tepelného komfortu člověka. Z dosažených výsledků se dá konstatovat, že kombinace komerčního pre-processingového nástroje spolu s paralelním open-source řešičem vede ke značnému urychlení opakovatelných výpočtů s minimálními ekonomickými náklady. Detailní model pasivního systému lidské termoregulace, obsahující cca 8 milionu uzlů, byl vyřešen s použitím knihovny ESPRESO na 3072 výpočetních jádrech na klastru Salomon za 35 sekund. Řešení ustáleného systému termoregulace se skládalo ze dvou fází, a to fáze napočtení teplotního pole v neutrálních tepelných podmínkách a navazující fáze pro stanovení teplotního pole v definovaných tepelných podmínkách. Ve výpočtu jsou obě tyto fáze vždy opakovány. Pro optimální běh výpočetního modelu bude v budoucnu teplotní pole v neutrálních tepelných podmínkách předpočítáno a uloženo v databázi MKP modelu člověka. Tento postup eliminuje prvotní fázi výpočtu a dojde tak minimálně ke dvojnásobnému urychlení řešení ustáleného stavu modelu termoregulace. Knihovna ESPRESO dále umožňuje díky funkci *mesh_multiplication* počítat několik zátěžných stavů současně. Za předpokladu využití 3,000 výpočetních jader pro jeden běh řešiče, je možné na klastru Salomon s využitím 24,000 jader počítat až 8 zátěžných stavů v jednom běhu současně a obdržet tak řešení v řádu sekund namísto desítek hodin.

Z obdržení výsledků teplotních polí je patrné, že dochází ke zkreslení dosažených výsledků v oblastech, ve kterých by mělo docházet ke větší akumulaci tepla. Těmito oblastmi jsou hlavně části svalstva. Při tvorbě geometrického modelu došlo ke zjednodušení některých částí svalstva, jako je například oblast *musculus rectus abdominis*. Pro budoucí použití vytvořeného modelu je nutné geometrii upravit tak, aby nedocházelo k výraznému zanedbání částí svalové tkáně a tím zkreslení povrchové teploty.

Pro využitelnost navrženého řešení v praxi je nutné dopracování prototypového modelu a jeho jednotlivých komponent. Jedná se například o rozšíření prvků aktivního systému a vytvoření databáze obsahující jednotlivé typy oděvů, které ovlivňují zadávání okrajových podmínek. Nutnou podmínkou pro nasazení modelu pro reálné vyhodnocování tepelného komfortu je vybudování širší databáze 3D modelů (dítě, postava v sedě, a podobně).

Literatura

- [1] J. Pokorný, *Svázání fyziologického modelu s modelem tepelného komfortu*. Doktor-ská, VUT v Brně, Fakulta strojního inženýrství, Brno, 2012.
- [2] D. Fiala and L. G. De Montfort Univ., *Dynamic Simulation of Human Heat Transfer and Thermal Comfort*. De Montfort University, 1998.
- [3] “Human anatomy for simulation. turbosquid [online]. new orleans: Turbosquid. dostupné z: <https://www.turbosquid.com/3d-models/free-human-simulation-3d-model/1118599>,” 2019.
- [4] *Ergonomie tepelného prostředí - Analytické stanovení a interpretace tepelného komfortu pomocí výpočtu ukazatelů PMV a PPD a kritéria místního tepelného komfortu*. Praha, 1.vydání ed., 2006.
- [5] H.-W. Huang and T.-L. Horng, “Chapter 1 - bioheat transfer and thermal heating for tumor treatment,” in *Heat Transfer and Fluid Flow in Biological Processes* (S. M. Becker and A. V. Kuznetsov, eds.), pp. 1 – 42, Boston: Academic Press, 2015.
- [6] J. Šišolák, “Fialův termofyziologický model tepelného komfortu,” diplomová, ČVUT v Praze, Fakulta strojní, Praha, 2018.
- [7] Wikipedia contributors, “Q10 (temperature coefficient) — Wikipedia, the free encyclopedia,” 2020. [Online; accessed 23-March-2020].
- [8] *Ergonomie tepelného prostředí - Hodnocení tepelné izolace oděvu a odporu oděvu proti odpařování*. Praha, 1.vydání ed., 2009.
- [9] N. Djongyang, R. Tchinda, and D. Njomo, “Thermal comfort: A review paper,” *Renewable and Sustainable Energy Reviews*, vol. 14, pp. 2626–2640, December 2010.
- [10] *STL File Format. All 3D Printing [online]. Mnichov: All3DP, 2020 [cit. 2020-05-08]. Dostupné z: <https://all3dp.com/what-is-stl-file-format-extension-3d-printing/>.*
- [11] B. Pakkenberg, D. Pelvig, L. Marner, M. J. Bundgaard, H. J. G. Gundersen, J. R. Nyengaard, and L. Regeur, “Aging and the human neocortex,” *Experimental gerontology*, vol. 38, no. 1-2, p. 95—99, 2003.
- [12] Ansys, Inc., “Ansys reference manual,” 2020.
- [13] COMSOL AB, “Heat transfer module user’s guide,” 2020.

Příloha

Výpis konfiguračního souboru knihovny ESPRSO

```
1 # ESPRESO Configuration File
2
3 INPUT {
4     PATH                .../HUMAN/human_body_8M.dat;
5     FORMAT              ANSYS_CDB;
6     KEEP_MATERIAL_SETS  FALSE;
7     CONVERT_DATABASE    FALSE;
8     SCALE_FACTOR        1;
9     DECOMPOSITION {
10         PARALLEL_DECOMPOSER  PARMETIS;
11         PARMETIS_OPTIONS {
12             REFINEMENT  FALSE;
13         }
14         SEQUENTIAL_DECOMPOSER  METIS;
15         MESH_DUPLICATION      1;
16         DOMAINS                1;
17         SEPARATE_MATERIALS     FALSE;
18         SEPARATE_REGIONS       FALSE;
19         SEPARATE_ETYPES        FALSE;
20     }
21 }
22 VARIABLES{
23     C_BLOD              3650;
24     RHO_BLOD            1069;
25     T_BLOD              310.15;
26     MU_BLD              0.93;
27     T0                  309.15;
28     ### BRAIN
29     w_bl_0B  0.010132;
30     qm_0B    13400;
31     ### LUNG
32     w_bl_0L  0.0142163;
33     qm_0L    600;
34     ### VISCERIA
35     w_bl_0V  0.00431;
36     qm_0V    4100;
37     ### FAT
38     w_bl_0F  3.6E-6;
39     qm_0F    58;
40     ### SKIN_HEAD
41     w_bl_0SH  0.00248;
42     qm_0SH    368;
43     ### SKIN_FACE
44     w_bl_0SF  0.002117;
45     qm_0SF    368;
```

```

46  ### SKIN_NECK
47  w_bl_OSN      0.0018;
48  qm_OSN        368;
49  ### SKIN_SHOULDERS
50  w_bl_OSS      0.00101;
51  qm_OSS        368;
52  ### SKIN_ARMS
53  w_bl_OSA      0.0011;
54  qm_OSA        368;
55  ### SKIN_HANDS
56  w_bl_OSHS     0.00254;
57  qm_OSHS       368;
58  ### SKIN_THORAX
59  w_bl_OST      0.00158;
60  qm_OST        368;
61  ### SKIN_ABDOMEN
62  w_bl_OSA      0.00144;
63  qm_OSA        368;
64  ### SKIN_LEGS
65  w_bl_OSL      0.00105;
66  qm_OSL        368;
67  ### SKIN_FEETS
68  w_bl_OSFT     0.0015;
69  qm_OSFT       368;
70  ### MUSCLE
71  w_bl_OM 0.000538;
72  qm_OM         684;
73  ### MUSCLE_NECK
74  qm_w_N        360;
75  ### MUSCLE_SHOULDERS
76  qm_w_S        124.1;
77  ### MUSCLE_THORAX
78  qm_w_T        970.2;
79  ### MUSCLE_ABDOMEN
80  qm_w_A        489.5;
81  ### MUSCLE_ARMS
82  qm_w_AR       1069.8;
83  ### MUSCLE_LEGS
84  qm_w_L        1423.8;
85  ### MUSCLE_FEET
86  qm_w_F        1213.9;
87  }
88
89  HEAT_TRANSFER_3D {
90    LOAD_STEPS      2;
91    MATERIALS {
92      MAT_BONE_HEAD {
93        PHYSICAL_MODEL  THERMAL;
94        DENS            1500;

```

```

95         CP                      1591;
96     THERMAL_CONDUCTIVITY {
97         MODEL                    ISOTROPIC;
98         KXX                      1.16;
99     }
100 }
101 MAT_BONE_REST {
102     PHYSICAL_MODEL              THERMAL;
103     DENS                       1357;
104     CP                         1700;
105     THERMAL_CONDUCTIVITY {
106         MODEL                    ISOTROPIC;
107         KXX                      0.75;
108     }
109 }
110 MAT_BRAIN {
111     PHYSICAL_MODEL              THERMAL;
112     DENS                       1080;
113     CP                         3850;
114     THERMAL_CONDUCTIVITY {
115         MODEL                    ISOTROPIC;
116         KXX                      0.49;
117     }
118 }
119 MAT_LUNG {
120     PHYSICAL_MODEL              THERMAL;
121     DENS                       550;
122     CP                         3718;
123     THERMAL_CONDUCTIVITY {
124         MODEL                    ISOTROPIC;
125         KXX                      0.28;
126 }}
127 MAT_VISCERIA {
128     PHYSICAL_MODEL              THERMAL;
129     DENS                       1000;
130     CP                         3697;
131     THERMAL_CONDUCTIVITY {
132         MODEL                    ISOTROPIC;
133         KXX                      0.53;
134 }}
135 MAT_MUSCLE {
136     PHYSICAL_MODEL              THERMAL;
137     DENS                       1085;
138     CP                         3768;
139     THERMAL_CONDUCTIVITY {
140         MODEL                    ISOTROPIC;
141         KXX                      0.42;
142 }}
143 MAT_FAT {

```

```

144     PHYSICAL_MODEL      THERMAL;
145     DENS                 850;
146     CP                   2300;
147     THERMAL_CONDUCTIVITY {
148         MODEL            ISOTROPIC;
149         KXX               0.16;
150     }}
151     MAT_SKIN {
152         PHYSICAL_MODEL    THERMAL;
153         DENS              1085;
154         CP                3680;
155         THERMAL_CONDUCTIVITY {
156             MODEL        ISOTROPIC;
157             KXX           0.47;
158         }}}
159
160     MATERIAL_SET {
161         BRAIN          MAT_BRAIN;
162         LUNG           MAT_LUNG;
163         VISCERIA       MAT_VISCERIA;
164         BONE_HEAD      MAT_BONE_HEAD;
165         BONE_REST      MAT_BONE_REST;
166         MUSCLE         MAT_MUSCLE;
167         FAT            MAT_FAT;
168         SKIN           MAT_SKIN;
169     }
170     INITIAL_TEMPERATURE {
171         ALL_ELEMENTS    303.15;
172     }
173     LOAD_STEPS_SETTINGS {
174         1 {
175             DURATION_TIME      1;
176             TYPE                STEADY_STATE;
177             MODE                NONLINEAR;
178             SOLVER              [ARGO];
179             UPDATE_INITIAL_TEMPERATURE  FALSE;
180
181             NONLINEAR_SOLVER {
182                 METHOD          NEWTON_RAPHSON;
183                 CHECK_TEMPERATURE      TRUE;
184                 CHECK_HEAT            TRUE;
185                 REQUESTED_TEMPERATURE_RESIDUAL  0.0001;
186                 REQUESTED_HEAT_RESIDUAL        0.0001;
187                 STEPPING                FALSE;
188                 SUBSTEPS                1;
189                 MAX_ITERATIONS          50;
190                 LINE_SEARCH             FALSE;
191                 TANGENT_MATRIX_CORRECTION  FALSE;
192             }

```



```

193 FETI {
194     METHOD                      TOTAL_FETI;
195     PRECONDITIONER             DIRICHLET;
196     ITERATIVE_SOLVER          ORTHOGONALPCG;
197     REGULARIZATION             ALGEBRAIC;
198     PRECISION                  1e-8;
199     MAX_ITERATIONS             500;
200 }
201 BIO_HEAT {
202     SKIN_FEETS {
203         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
204         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
205         BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
206         METABOLIC_HEAT_SOURCE            [qm_OSFT];
207         BLOOD_PERFUSION                  [w_b1_OSFT];
208         REFERENCE_TEMPERATURE            [TO];
209         MU                                0;
210         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR 0;
211     }
212     SKIN_LEGS {
213         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
214         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
215         BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
216         METABOLIC_HEAT_SOURCE            [qm_OSL];
217         BLOOD_PERFUSION                  [w_b1_OSL];
218         REFERENCE_TEMPERATURE            [TO];
219         MU                                0;
220         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR 0;
221     }
222     SKIN_ABDOMEN {
223         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
224         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
225         BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
226         METABOLIC_HEAT_SOURCE            [qm_OSA];
227         BLOOD_PERFUSION                  [w_b1_OSA];
228         REFERENCE_TEMPERATURE            [TO];
229         MU                                0;
230         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR 0;
231     }
232     SKIN_THORAX {
233         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
234         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
235         BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
236         METABOLIC_HEAT_SOURCE            [qm_OST];
237         BLOOD_PERFUSION                  [w_b1_OST];
238         REFERENCE_TEMPERATURE            [TO];
239         MU                                0;
240         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR 0;
241     }

```

```

242     SKIN_SHOULDERS {
243         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
244         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
245         BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
246         METABOLIC_HEAT_SOURCE            [qm_OSS];
247         BLOOD_PERFUSION                  [w_bl_OSS];
248         REFERENCE_TEMPERATURE            [TO];
249         MU                               0;
250         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR 0;
251     }
252     SKIN_NECK {
253         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
254         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
255         BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
256         METABOLIC_HEAT_SOURCE            [qm_OSN];
257         BLOOD_PERFUSION                  [w_bl_OSN];
258         REFERENCE_TEMPERATURE            [TO];
259         MU                               0;
260         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR 0;
261     }
262     SKIN_ARMS {
263         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
264         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
265         BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
266         METABOLIC_HEAT_SOURCE            [qm_OSA];
267         BLOOD_PERFUSION                  [w_bl_OSA];
268         REFERENCE_TEMPERATURE            [TO];
269         MU                               0;
270         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR 0;
271     }
272     SKIN_HANDS {
273         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
274         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
275         BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
276         METABOLIC_HEAT_SOURCE            [qm_OSHS];
277         BLOOD_PERFUSION                  [w_bl_OSHS];
278         REFERENCE_TEMPERATURE            [TO];
279         MU                               0;
280         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR 0;
281     }
282     SKIN_FACE {
283         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
284         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
285         BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
286         METABOLIC_HEAT_SOURCE            [qm_OSF];
287         BLOOD_PERFUSION                  [w_bl_OSF];
288         REFERENCE_TEMPERATURE            [TO];
289         MU                               0;
290         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR 0;

```

```

291     }
292     SKIN_HEAD {
293         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
294         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
295         BLOOD_DENSITY                     [RHO_BLOD];
296         METABOLIC_HEAT_SOURCE             [qm_0SH];
297         BLOOD_PERFUSION                   [w_b1_0SH];
298         REFERENCE_TEMPERATURE             [TO];
299         MU                                0;
300         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR 0;
301     }
302     FAT {
303         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
304         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
305         BLOOD_DENSITY                     [RHO_BLOD];
306         METABOLIC_HEAT_SOURCE             [qm_0F];
307         BLOOD_PERFUSION                   [w_b1_0F];
308         REFERENCE_TEMPERATURE             [TO];
309         MU                                0;
310         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR 0;
311     }
312     MUSCLE_NECK {
313         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
314         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
315         BLOOD_DENSITY                     [RHO_BLOD];
316         METABOLIC_HEAT_SOURCE             [qm_0M];
317         BLOOD_PERFUSION                   [w_b1_0M];
318         REFERENCE_TEMPERATURE             [TO];
319         MU                                0;
320         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR 0;
321     }
322     MUSCLE_SHOULDERS {
323         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
324         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
325         BLOOD_DENSITY                     [RHO_BLOD];
326         METABOLIC_HEAT_SOURCE             [qm_0M];
327         BLOOD_PERFUSION                   [w_b1_0M];
328         REFERENCE_TEMPERATURE             [TO];
329         MU                                0;
330         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR 0;
331     }
332     MUSCLE_THORAX {
333         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
334         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
335         BLOOD_DENSITY                     [RHO_BLOD];
336         METABOLIC_HEAT_SOURCE             [qm_0M];
337         BLOOD_PERFUSION                   [w_b1_0M];
338         REFERENCE_TEMPERATURE             [TO];
339         MU                                0;

```

```

340     PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR           0;
341 }
342 MUSCLE_ABDOMEN {
343     ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE                 [T_BLOD];
344     BLOOD_SPECIFIC_HEAT                       [C_BLOD];
345     BLOOD_DENSITY                             [RHO_BLOD];
346     METABOLIC_HEAT_SOURCE                     [qm_OM];
347     BLOOD_PERFUSION                           [w_b1_OM];
348     REFERENCE_TEMPERATURE                     [TO];
349     MU                                          0;
350     PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR           0;
351 }
352 MUSCLE_ARMS {
353     ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE                 [T_BLOD];
354     BLOOD_SPECIFIC_HEAT                       [C_BLOD];
355     BLOOD_DENSITY                             [RHO_BLOD];
356     METABOLIC_HEAT_SOURCE                     [qm_OM];
357     BLOOD_PERFUSION                           [w_b1_OM];
358     REFERENCE_TEMPERATURE                     [TO];
359     MU                                          0;
360     PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR           0;
361 }
362 MUSCLE_LEGS {
363     ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE                 [T_BLOD];
364     BLOOD_SPECIFIC_HEAT                       [C_BLOD];
365     BLOOD_DENSITY                             [RHO_BLOD];
366     METABOLIC_HEAT_SOURCE                     [qm_OM];
367     BLOOD_PERFUSION                           [w_b1_OM];
368     REFERENCE_TEMPERATURE                     [TO];
369     MU                                          0;
370     PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR           0;
371 }
372 MUSCLE_FEET {
373     ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE                 [T_BLOD];
374     BLOOD_SPECIFIC_HEAT                       [C_BLOD];
375     BLOOD_DENSITY                             [RHO_BLOD];
376     METABOLIC_HEAT_SOURCE                     [qm_OM];
377     BLOOD_PERFUSION                           [w_b1_OM];
378     REFERENCE_TEMPERATURE                     [TO];
379     MU                                          0;
380     PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR           0;
381 }
382 BRAIN {
383     ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE                 [T_BLOD];
384     BLOOD_SPECIFIC_HEAT                       [C_BLOD];
385     BLOOD_DENSITY                             [RHO_BLOD];
386     METABOLIC_HEAT_SOURCE                     [qm_0B];
387     BLOOD_PERFUSION                           [w_b1_0B];
388     REFERENCE_TEMPERATURE                     [TO];

```

```

389         MU                                0;
390         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR    0;
391     }
392     LUNG {
393         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE           [T_BLOD];
394         BLOOD_SPECIFIC_HEAT                   [C_BLOD];
395         BLOOD_DENSITY                         [RHO_BLOD];
396         METABOLIC_HEAT_SOURCE                  [qm_0L];
397         BLOOD_PERFUSION                       [w_b1_0L];
398         REFERENCE_TEMPERATURE                 [T0];
399         MU                                    0;
400         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0;
401     }
402     VISCERIA {
403         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE           [T_BLOD];
404         BLOOD_SPECIFIC_HEAT                   [C_BLOD];
405         BLOOD_DENSITY                         [RHO_BLOD];
406         METABOLIC_HEAT_SOURCE                  [qm_0V];
407         BLOOD_PERFUSION                       [w_b1_0V];
408         REFERENCE_TEMPERATURE                 [T0];
409         MU                                    0;
410         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0;
411     }
412 }
413 CONVECTION {
414     SKIN_ALL{
415         TYPE                                EXTERNAL_NATURAL;
416         VARIANT                            HORIZONTAL_CYLINDER;
417         FLUID                               AIR;
418         EXTERNAL_TEMPERATURE                303.15;
419         DIAMETER                            0.1;
420         ABSOLUTE_PRESSURE                   101325;
421     }
422 }
423 }
424 2 {
425     DURATION_TIME                          1;
426     TYPE                                    STEADY_STATE;
427     MODE                                    NONLINEAR;
428     SOLVER                                  FETI;
429     UPDATE_INITIAL_TEMPERATURE              TRUE;
430     NONLINEAR_SOLVER {
431         METHOD                                NEWTON_RAPHSON;
432         CHECK_TEMPERATURE                     TRUE;
433         CHECK_HEAT                           TRUE;
434         REQUESTED_TEMPERATURE_RESIDUAL        0.0001;
435         REQUESTED_HEAT_RESIDUAL               0.0001;
436         STEPPING                             FALSE;
437         SUBSTEPS                             1;

```

```

438     MAX_ITERATIONS                50;
439     LINE_SEARCH                    FALSE;
440     TANGENT_MATRIX_CORRECTION      FALSE;
441 }
442 FETI {
443     METHOD                TOTAL_FETI;
444     PRECONDITIONER        DIRICHLET;
445     ITERATIVE_SOLVER      ORTHOGONALPCG;
446     REGULARIZATION        ALGEBRAIC;
447     PRECISION              1e-8;
448     MAX_ITERATIONS        500;
449     #CONJUGATE_PROJECTOR   CONJ_R;
450 }
451 HUMAN_THERMOREGULATION_SYSTEM {
452     ACTIVITY_LEVEL_UNIT      WALKING_5_PRCT;
453 }
454 BIO_HEAT {
455     SKIN_FEETS {
456         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE    [T_BLOD];
457         BLOOD_SPECIFIC_HEAT            [C_BLOD];
458         BLOOD_DENSITY                  [RHO_BLOD];
459         METABOLIC_HEAT_SOURCE           [qm_OSFT];
460         BLOOD_PERFUSION                 [w_b1_OSFT];
461         REFERENCE_TEMPERATURE    INITIAL_TEMPERATURE;
462         MU                             [MU_BLD];
463         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0;
464     }
465     SKIN_LEGS {
466         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE    [T_BLOD];
467         BLOOD_SPECIFIC_HEAT            [C_BLOD];
468         BLOOD_DENSITY                  [RHO_BLOD];
469         METABOLIC_HEAT_SOURCE           [qm_OSL];
470         BLOOD_PERFUSION                 [w_b1_OSL];
471         REFERENCE_TEMPERATURE    INITIAL_TEMPERATURE;
472         MU                             [MU_BLD];
473         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0;
474     }
475     SKIN_ABDOMEN {
476         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE    [T_BLOD];
477         BLOOD_SPECIFIC_HEAT            [C_BLOD];
478         BLOOD_DENSITY                  [RHO_BLOD];
479         METABOLIC_HEAT_SOURCE           [qm_OSA];
480         BLOOD_PERFUSION                 [w_b1_OSA];
481         REFERENCE_TEMPERATURE    INITIAL_TEMPERATURE;
482         MU                             [MU_BLD];
483         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0;
484     }
485     SKIN_THORAX {
486         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE    [T_BLOD];

```

```

487     BLOOD_SPECIFIC_HEAT                [C_BLD];
488     BLOOD_DENSITY                      [RHO_BLD];
489     METABOLIC_HEAT_SOURCE              [qm_OST];
490     BLOOD_PERFUSION                    [w_bl_OST];
491     REFERENCE_TEMPERATURE  INITIAL_TEMPERATURE;
492     MU                                [MU_BLD];
493     PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR    0;
494 }
495 SKIN_SHOULDERS {
496     ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE          [T_BLD];
497     BLOOD_SPECIFIC_HEAT                [C_BLD];
498     BLOOD_DENSITY                      [RHO_BLD];
499     METABOLIC_HEAT_SOURCE              [qm_OSS];
500     BLOOD_PERFUSION                    [w_bl_OSS];
501     REFERENCE_TEMPERATURE  INITIAL_TEMPERATURE;
502     MU                                [MU_BLD];
503     PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR    0;
504 }
505 SKIN_NECK {
506     ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE          [T_BLD];
507     BLOOD_SPECIFIC_HEAT                [C_BLD];
508     BLOOD_DENSITY                      [RHO_BLD];
509     METABOLIC_HEAT_SOURCE              [qm_OSN];
510     BLOOD_PERFUSION                    [w_bl_OSN];
511     REFERENCE_TEMPERATURE  INITIAL_TEMPERATURE;
512     MU                                [MU_BLD];
513     PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR    0;
514 }
515 SKIN_ARMS {
516     ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE          [T_BLD];
517     BLOOD_SPECIFIC_HEAT                [C_BLD];
518     BLOOD_DENSITY                      [RHO_BLD];
519     METABOLIC_HEAT_SOURCE              [qm_OSA];
520     BLOOD_PERFUSION                    [w_bl_OSA];
521     REFERENCE_TEMPERATURE  INITIAL_TEMPERATURE;
522     MU                                [MU_BLD];
523     PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR    0;
524 }
525 SKIN_HANDS {
526     ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE          [T_BLD];
527     BLOOD_SPECIFIC_HEAT                [C_BLD];
528     BLOOD_DENSITY                      [RHO_BLD];
529     METABOLIC_HEAT_SOURCE              [qm_OSHS];
530     BLOOD_PERFUSION                    [w_bl_OSHS];
531     REFERENCE_TEMPERATURE  INITIAL_TEMPERATURE;
532     MU                                [MU_BLD];
533     PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR    0;
534 }
535 SKIN_FACE {

```

```

536     ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
537     BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
538     BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
539     METABOLIC_HEAT_SOURCE             [qm_OSF];
540     BLOOD_PERFUSION                   [w_b1_OSF];
541     REFERENCE_TEMPERATURE    INITIAL_TEMPERATURE;
542     MU                                [MU_BLD];
543     PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0;
544 }
545 SKIN_HEAD {
546     ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
547     BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
548     BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
549     METABOLIC_HEAT_SOURCE             [qm_OSH];
550     BLOOD_PERFUSION                   [w_b1_OSH];
551     REFERENCE_TEMPERATURE    INITIAL_TEMPERATURE;
552     MU                                [MU_BLD];
553     PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0;
554 }
555 FAT {
556     ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
557     BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
558     BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
559     METABOLIC_HEAT_SOURCE             [qm_OF];
560     BLOOD_PERFUSION                   [w_b1_OF];
561     REFERENCE_TEMPERATURE    INITIAL_TEMPERATURE;
562     MU                                [MU_BLD];
563     PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0;
564 }
565 MUSCLE_NECK {
566     ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
567     BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
568     BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
569     METABOLIC_HEAT_SOURCE             [qm_OM];
570     BLOOD_PERFUSION                   [w_b1_OM];
571     REFERENCE_TEMPERATURE    INITIAL_TEMPERATURE;
572     MU                                [MU_BLD];
573     PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0.03;
574 }
575 MUSCLE_SHOULDERS {
576     ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
577     BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
578     BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
579     METABOLIC_HEAT_SOURCE             [qm_OM];
580     BLOOD_PERFUSION                   [w_b1_OM];
581     REFERENCE_TEMPERATURE    INITIAL_TEMPERATURE;
582     MU                                [MU_BLD];
583     PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0.05;
584 }

```



```

585     MUSCLE_THORAX {
586         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
587         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
588         BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
589         METABOLIC_HEAT_SOURCE             [qm_0M];
590         BLOOD_PERFUSION                   [w_b1_0M];
591         REFERENCE_TEMPERATURE    INITIAL_TEMPERATURE;
592         MU                                [MU_BLD];
593         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0.12;
594     }
595     MUSCLE_ABDOMEN {
596         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
597         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
598         BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
599         METABOLIC_HEAT_SOURCE             [qm_0M];
600         BLOOD_PERFUSION                   [w_b1_0M];
601         REFERENCE_TEMPERATURE    INITIAL_TEMPERATURE;
602         MU                                [MU_BLD];
603         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0.46;
604     }
605     MUSCLE_ARMS {
606         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
607         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
608         BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
609         METABOLIC_HEAT_SOURCE             [qm_0M];
610         BLOOD_PERFUSION                   [w_b1_0M];
611         REFERENCE_TEMPERATURE    INITIAL_TEMPERATURE;
612         MU                                [MU_BLD];
613         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0.21;
614     }
615     MUSCLE_LEGS {
616         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
617         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
618         BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
619         METABOLIC_HEAT_SOURCE             [qm_0M];
620         BLOOD_PERFUSION                   [w_b1_0M];
621         REFERENCE_TEMPERATURE    INITIAL_TEMPERATURE;
622         MU                                [MU_BLD];
623         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0.11;
624     }
625     MUSCLE_FEET {
626         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
627         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
628         BLOOD_DENSITY                    [RHO_BLOD];
629         METABOLIC_HEAT_SOURCE             [qm_0M];
630         BLOOD_PERFUSION                   [w_b1_0M];
631         REFERENCE_TEMPERATURE    INITIAL_TEMPERATURE;
632         MU                                [MU_BLD];
633         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0.01;

```

```

634     }
635     BRAIN {
636         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
637         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
638         BLOOD_DENSITY                     [RHO_BLOD];
639         METABOLIC_HEAT_SOURCE              [qm_0B];
640         BLOOD_PERFUSION                    [w_bl_0B];
641         REFERENCE_TEMPERATURE    INITIAL_TEMPERATURE;
642         MU                                  [MU_BLD];
643         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0;
644     }
645     LUNG {
646         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
647         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
648         BLOOD_DENSITY                     [RHO_BLOD];
649         METABOLIC_HEAT_SOURCE              [qm_0L];
650         BLOOD_PERFUSION                    [w_bl_0L];
651         REFERENCE_TEMPERATURE    INITIAL_TEMPERATURE;
652         MU                                  [MU_BLD];
653         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0;
654     }
655     VISCERIA {
656         ARTERIAR_BLOOD_TEMPERATURE      [T_BLOD];
657         BLOOD_SPECIFIC_HEAT              [C_BLOD];
658         BLOOD_DENSITY                     [RHO_BLOD];
659         METABOLIC_HEAT_SOURCE              [qm_0V];
660         BLOOD_PERFUSION                    [w_bl_0V];
661         REFERENCE_TEMPERATURE    INITIAL_TEMPERATURE;
662         MU                                  [MU_BLD];
663         PHYSICAL_ACTIVITY_SCATTER_FACTOR      0;
664     }
665 }
666 CONVECTION {
667     SKIN_ALL{
668         TYPE                      EXTERNAL_NATURAL;
669         VARIANT                    HORIZONTAL_CYLINDER;
670         FLUID                      AIR;
671         EXTERNAL_TEMPERATURE      290.15;
672         DIAMETER                   0.1;
673         ABSOLUTE_PRESSURE         101325;
674     }
675 }}}}
676 OUTPUT {
677     PATH                          results;
678     FORMAT                        ENSIGHT;
679     STORE_RESULTS                 ALL;
680 }

```